



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO**

**TEMA: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN CONTROL POR MEDIO
DE SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS PARA CONTROLAR
UNA MANO BIÓNICA Y LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS EN EL
LABORATORIO DE MECATRÓNICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS
FUERZAS ARMADAS ESPE EXTENSIÓN LATACUNGA".**

**AUTORES: LÓPEZ LÓPEZ, OSWALDO RICARDO
MERA OTOYA, GERMÁN DAVID**

DIRECTOR: MS.C. GORDÓN GARCÉS, ANDRÉS MARCELO

LATACUNGA

2019



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “***DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN CONTROL POR MEDIO DE SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS PARA CONTROLAR UNA MANO BIÓNICA Y LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS EN EL LABORATORIO DE MECATRÓNICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE EXTENSIÓN LATACUNGA***” fue realizado por los señores ***López López, Oswaldo Ricardo y Mera Otoy, Germán David*** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, enero del 2019

Firma:

.....
Ing. Andrés Marcelo Górdon Garcés

C. C.: 1803698800



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **López López, Oswaldo Ricardo y Mera Otoy, Germán David**, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN CONTROL POR MEDIO DE SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS PARA CONTROLAR UNA MANO BIÓNICA Y LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS EN EL LABORATORIO DE MECATRÓNICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE EXTENSIÓN LATACUNGA”** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, enero del 2019

Firma:

.....
López López Oswaldo Ricardo

C.C.: 1804561288

Firma:

.....
Mera Otoy Germán David

C.C.: 1718932617



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **López López, Oswaldo Ricardo y Mera Otoyá, Germán David** autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN CONTROL POR MEDIO DE SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS PARA CONTROLAR UNA MANO BIÓNICA Y LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS EN EL LABORATORIO DE MECATRÓNICA DE LA UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE EXTENSIÓN LATACUNGA”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Latacunga, enero del 2019

Firma:

.....
López López Oswaldo Ricardo

C.C.: 1804561288

Firma:

.....
Mera Otoyá Germán David

C.C.: 1718932617

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado Dios y a toda mi familia, quienes han estado presente incondicionalmente durante este largo proceso de superación personal y académica.

Especialmente a mis padres Olga y Oswaldo, por guiarme y apoyarme en cada momento de mi vida, y ser un ejemplo constante de que con dedicación y esfuerzo todo es posible.

A mis hermanos Paola, Liliana y Mateo por estar siempre presentes, brindando su apoyo en todo momento, especialmente en los más difíciles.

A mis sobrinas Valeria y Camila, su alegría es el motor para seguir adelante y ser mejor cada día.

Oswaldo López

DEDICATORIA

Dedico este proyecto a Dios por haberme dado la vida, y haberme permitido llegar hasta este momento tan importante de mi formación para ser un profesional.

A mis padres por ser el pilar fundamental en todo lo que he llegado a ser, en toda mi educación, tanto académica, como de valores y por su absoluto apoyo incesante a través del tiempo.

A mis abuelitos, por todas sus enseñanzas las cuales que me ayudaron a enfrentar la vida con sabiduría y tomar buenas decisiones, por quererme y apoyarme siempre.

A mis tíos, por haberme dado mucho cariño y alentarme a seguir adelante siempre, gracias por todo.

A mis hermanos, por compartir conmigo momentos y experiencias maravillosas estando siempre para mí cuando más los necesite.

El día de hoy concluye todo el esfuerzo y dedicación que demando la elaboración de este proyecto, pero el camino continúa, y dentro de este camino, tengo claridad y certeza de que siempre daré lo mejor de mí para alcanzar con éxito todos mis objetivos.

Germán Mera

AGRADECIMIENTOS

A todas las personas que de una u otra manera influyeron con apoyo y compañía absoluta para lograr la culminación de este proyecto.

Este proyecto es el efecto del esfuerzo junto de todos los que formamos el grupo de trabajo. Por esto agradezco a nuestro director, Ing. Andrés Gordon por su esfuerzo, dedicación, por haber compartido su conocimiento y habernos guiado durante todo este tiempo, ganándose así nuestra admiración y lealtad, así como sentirnos muy agradecidos por todo lo recibido durante el desarrollo de este proyecto de titulación.

Queremos expresar un sincero agradecimiento a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE-L por abrirnos sus puertas, por las oportunidades que nos han brindado, por formarnos como profesionales y prepararnos para un futuro competitivo.

A todos nuestros catedráticos a quienes les debemos gran parte de nuestros conocimientos, gracias a su paciencia y enseñanza que nos guiaron para poder llevar a cabo esta tan ansiada meta.

A todos nuestros compañeros y amigos, quienes compartieron con nosotros momentos de alegría y tristeza, por brindarnos consejos inigualables y por todos los momentos vividos.

Oswaldo y Germán

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARATULA

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTOS	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
RESUMEN.....	xiv
ABSTRACT.....	xv

CAPÍTULO I

PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema.....	1
1.2 Antecedentes.....	3
1.3 Justificación e importancia.....	6
1.4 Objetivos.....	7
1.4.1 Objetivo General	7
1.4.2 Objetivos Específicos	7
1.5 Hipótesis.....	8
1.6 Variables de la Investigación	8

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE

2.1 Estudio y Anatomía del Encéfalo	9
2.2 Señales Electroencefalográficas (EEG).....	11
2.3 Sistema Internacional 10-20 para la colocación de los electrodos	14
2.4 Señales Electromiográficas (EMG).....	15
2.5 Descripción de la mano	16

2.5.1 Huesos de la mano.....	17
2.5.2 Músculos de la mano.....	18
2.5.3 Funciones de la mano.....	19
2.6 Amputaciones en miembros superiores.....	22
2.6.1 Tipos de amputaciones.....	22
2.6.2 Causas de la amputación.....	23
2.7 Reseña histórica de prótesis de mano.....	24
2.8 Estado del arte en prótesis de manos.....	26
2.8.1 Tipos de Prótesis de mano.....	27
2.8.2 Avances Tecnológicos de las Prótesis de Mano.....	30

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA EL PROTOTIPO

3.1 Introducción.....	32
3.2 Definición de Parámetros.....	32
3.3 Alternativas de diseño.....	33
3.4 Criterios de Selección.....	35
3.4.1 Selección de la forma de la estructura.....	35
3.4.2 Selección del material de la estructura.....	36
3.4.3 Selección de electrodos.....	37
3.4.4 Selección de Tarjeta receptora de canales.....	38
3.4.5 Selección de Tarjeta de procesamiento de señales.....	39
3.4.6 Selección de Batería.....	40
3.5 Diseño de la estructura.....	41
3.6 Rediseño del antebrazo.....	43
3.6.1 Modificaciones mecánicas.....	43
3.6.2 Modificaciones electrónicas.....	48

CAPÍTULO IV IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO

4.1	Impresión 3D	52
4.1.1	Impresión y ensamblaje del Casco	52
4.1.2	Impresión y ensamblaje del antebrazo	57
4.2	Desarrollo del controlador	59
4.2.1	Descarga de Raspbian	59
4.2.2	Escribir la imagen en la microSD	60
4.2.3	Instalación de librería OpenBCI-Pyhton	61
4.2.4	Librería Numpy	63
4.2.5	Librería Python-osc	63
4.2.6	Librería pyserial	63
4.2.7	Librería requests	64
4.2.8	Librería six	64
4.2.9	Librería socketIO-client	64
4.2.10	Librería wheel	65
4.2.11	Librería Yapsy	65
4.2.12	Librería xmltodict	65
4.2.13	Librería Pylsl	65
4.3	Adquisición de datos	66
4.4	Análisis de señales	70
4.5	Control de servomotores	76
4.6	Tipos de movimientos realizados	82
4.6.1	Cilíndrico	82
4.6.2	Gancho	83
4.6.3	Pinza	84

CAPÍTULO V PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1	Prueba de agarre de pinza	85
5.2	Prueba de agarre de cilindro.....	87
5.3	Prueba de agarre de gancho	89
5.4	Validación de la hipótesis	91

CAPÍTULO VI CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1	Conclusiones	97
6.2	Recomendaciones	99
	BIBLIOGRAFÍA.....	101
	ANEXOS.....	105

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Partes del Encéfalo	9
Figura 2 Vista Dorsal.....	10
Figura 3 Montaje de Electroodos	13
Figura 4 Sistema 10 20 colocación de Electroodos	14
Figura 5 Trazos electricos captados por electroodos	15
Figura 6 Huesos de la mano.....	18
Figura 7 Músculos alojados en la mano.	19
Figura 8 Prensión en gancho.	20
Figura 9 Prensión de fuerza a mano llena.	21
Figura 10 Prensión de fuerza esférica.	21
Figura 11 Mano en Hierro de Alt Rupin	25
Figura 12 Mano en hierro de Götz Von Berlichingen.	25
Figura 13 Brazo artificial “Le Petite Loraine”	26
Figura 14 Prótesis Estéticas	27
Figura 15 Prótesis Mecánica	28
Figura 16 Prótesis Eléctrica	28
Figura 17 Prótesis neumática Shadow	29
Figura 18 Prótesis Mioeléctrica	29
Figura 19 Prótesis Biónica I-Limb.....	30
Figura 20 Prótesis Michelangelo.....	31
Figura 21 Prótesis Bebionic.....	31
Figura 22 Prótesis CyberHand	31
Figura 23 Esquema del sistema.....	33
Figura 24 Estructura vista isométrica	41
Figura 25 Soporte placa Cyton.....	42
Figura 26 Regulador de posición de electroodos	42
Figura 27 Prototipo desarrollado en el trabajo anterior	43
Figura 28 Antebrazo vista superior.....	44
Figura 29 Antebrazo vista lateral	45
Figura 30 Configuración para realizar la simulación de la caída de la prótesis	46
Figura 31 Malla generada en la simulación	46
Figura 32 Análisis de Von Mises producido por la caída	47
Figura 33 Deformación provocada por el impacto.	47
Figura 34 Factor de seguridad de diseño en cada punto de la estructura.....	48
Figura 35 Conexión entre electroodos y Cyton	49
Figura 36 Diagrama de conexión en la mano	50
Figura 37 Esquema final del sistema	51
Figura 38 Modelo con dimensiones superiores a la capacidad de impresión	53
Figura 39 División de modelo en 4 partes para impresión	54
Figura 40 Parte 1/4 del modelo original.....	54

Figura 41 Piezas impresas sin post procesamiento	55
Figura 42 Casco armado	56
Figura 43 Casco completamente conectado.....	57
Figura 44 Partes listas para imprimir.....	57
Figura 45 Dongle USB OpenBCI	58
Figura 46 Antebrazo ensamblado.....	59
Figura 47 Versión disponible de Raspbian.....	60
Figura 48 Interfaz software Etcher.....	61
Figura 49 Comando para clonar la carpeta desde Github.....	61
Figura 50 Carpeta OpenBCI-Pyhton	62
Figura 51 Tabla de compatibilidad de Pylsl	66
Figura 52 inicialización del script	69
Figura 53 Impresión de valores recibidos.....	69
Figura 54 Interfaz OpenBCI_GUI.....	71
Figura 55 Posicionamiento de los electrodos de acuerdo al sistema 10 – 20	72
Figura 56 Gráfica de datos tomados de electrodos 1 y 2 con pestaños	73
Figura 57 Análisis de frecuencia de señal original.....	73
Figura 58 Señal original filtrada.....	74
Figura 59 Análisis de frecuencia en señal filtrada.....	74
Figura 60 Identificación de picos en pestaño	75
Figura 61 Gráfica de datos generados con Python	76
Figura 62 Detección de pestaños en tiempo real	77
Figura 63 GPIO pinout raspberry pi 3 Model B+	78
Figura 64 agarre cilíndrico	82
Figura 65 agarre de gancho.....	83
Figura 66 Agarre de pinza.....	84
Figura 67 pruebas de agarre de pinza	85
Figura 68 Pruebas de agarre cilíndrico.....	88
Figura 69 Pruebas de agarre de gancho	90

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Descubrimientos EEG	12
Tabla 2 Ritmos en la EEG.....	13
Tabla 3 Causas de las amputaciones.	23
Tabla 4 Reseña Histórica Prótesis de Mano.....	25
Tabla 5 Tipos de Prótesis.....	27
Tabla 6 Avances Tecnológicos en prótesis de mano	30
Tabla 7 Matriz Morfológica.....	34
Tabla 8 Distribución GPIO	78
Tabla 9 Movimientos y dedos que intervienen	80
Tabla 10 pruebas de agarre de pinza individuo # 1	86
Tabla 11 Pruebas de agarre de pinza individuo # 2	86
Tabla 12 Pruebas de agarre cilíndrico individuo # 1.....	88
Tabla 13 Pruebas de agarre cilíndrico individuo # 2.....	89
Tabla 14 agarre de gancho individuo # 1	90
Tabla 15 agarre de gancho individuo # 2	91
Tabla 16 Frecuencia de valores observados	93
Tabla 17 Frecuencia de valores esperados	94
Tabla 18 Valores de Probabilidad.....	96

RESUMEN

El presente proyecto tiene como finalidad la investigación sobre el uso de electroencefalografía para el diseño y posterior implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica destinada a la manipulación de objetos existente en el Laboratorio de Mecatrónica. Este tenía un funcionamiento basado en la captación de señales mioeléctricas adquiridas mediante el sensor Myo Armband Gesture, pero que presenta un tiempo de respuesta medio, haciendo que el funcionamiento de la mano no sea el apropiado para que cumpla con la función de una mano real, lo cual es lo que se desea. Con este trabajo se pretende el mejoramiento de todo el sistema, lo que permitirá tener una mayor ergonomía eliminando la utilización continua de la pulsera mioeléctrica; el nuevo sistema tendrá una comunicación inalámbrica y un método de captación de señales electroencefalográficas que podrá brindar una mejor respuesta en relación al trabajo anterior de este prototipo, obteniendo una optimización en el funcionamiento de la prótesis, además se podría asegurar una mayor autonomía en el sistema de control, evitando el cambio de modo para cada movimiento. Es sistema de captación de señales será independiente de la mano con una comunicación inalámbrica, que permita alta movilidad de la mano y una manipulación a distancia.

PALABRAS CLAVE:

- **ELECTROENCEFALOGRAFÍA**
- **ONDAS CEREBRALES**
- **PRÓTESIS DE MANO**

ABSTRACT

The purpose of this research project is to use electroencephalography for the design and subsequent implementation of a prototype bionic hand prosthesis for the manipulation of existing objects in the Mechatronics Laboratory. It had an operation based on the capture of myoelectric signals acquired by the Myo Armband Gesture sensor, but which has a medium response time, making the operation of the hand not appropriate to fulfill the function of a real hand, which is what is desired. This research aims to improve the entire system, which will allow greater ergonomics eliminating the continuous use of the myoelectric wristband; The new system will have a wireless communication and a more precise method of capture of electroencephalographic signals that can provide a better response in relation to the previous work of this prototype, obtaining an optimization of the functioning of the prosthesis, in addition it could ensure a greater autonomy in the system of control, avoiding the change of mode for each movement. The signal capture system will be independent of the hand with wireless communication, which allows high hand mobility and remote manipulation.

KEYWORDS:

- **ELECTROENCEPHALOGRAPHY**
- **BRAIN WAVES**
- **PROSTHESIS**

CAPÍTULO I

PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema

Una discapacidad generada por la amputación de miembros superiores principalmente las manos, impide a una persona realizar sus actividades diarias adecuadamente influyendo en la parte psicológica, siendo esta realidad que miles de personas experimentan en el Ecuador.

Actualmente existen prótesis que no cuentan con todas las características de una mano real con relación a su funcionalidad, preocupándose principalmente en la estética, la mayoría de estas son mecánicas, es decir que para realizar algún movimiento característico en la prótesis se debe accionar un mecanismo con alguna parte del cuerpo como el hombro o el cuello, estos movimientos repetidos pueden representar incomodidad en la persona que debe realizar esto varias horas al día. Es así como una prótesis inteligente viene a tomar un papel importante en la comodidad del usuario, para realizar los movimientos se utiliza actuadores, lo que permite una mayor posibilidad de movimientos y también se evita los esfuerzos musculares que deben hacerse en una prótesis mecánica, ya que las señales de activación de los movimientos serán captadas mediante sensores y procesadas de acuerdo a la necesidad.

El problema que surge al obtener una prótesis que simule y ejecute los movimientos de una mano real se debe a que su precio es muy alto, lo cual dificulta la obtención por

parte de personas con limitados recursos económicos que sufren de discapacidad motriz por amputación de mano o carencia congénita.

Según Walls, en su página web brinda una lista de precios, donde se puede recalcar el costo que posee una prótesis de mano, siendo un valor referencial de \$4000 dólares en el país de México, añadiendo valores de importación hasta el país de destino. Cabe recalcar que este tipo de prótesis son mecánicas y estéticas, pero no automáticas o inteligentes.

Tomando en cuenta estos datos referenciales en Ecuador se han diseñado diversos tipos de prótesis biónicas, pero estas son de poca funcionalidad y bajas estéticas lo que no ayuda en la estimulación psicológica de la persona con discapacidad, debido a que en la manipulación de objetos mediante estas prótesis existirán fallas que ocasionarán que se deje caer los objetos manipulados, llevando a ocasionar una cierta frustración en la persona, adicional a la generada por la manera en que las sociedad actual reacciona al ver una prótesis.

En personas con amputación de la totalidad del brazo el funcionamiento de ciertos dispositivos que están basados en señales mioeléctricas sería inútil, incluso si existe amputación parcial y los electrodos mioeléctricos pueden ser posicionados, las señales que estos reciben pueden ser demasiado débiles debido a la atrofia que llegan a sufrir los músculos en esa parte del cuerpo, una señal muy débil hace que el control sea casi imposible ya que no se logra realizar un adecuado tratamiento de señales pequeñas, las cuales en estos casos pueden ser confundidas con ruido y son eliminadas; para ello es

necesario la utilización de otras señales, es ahí cuando las señales electroencefalográficas representan una gran ayuda ya que las señales obtenidas de la cabeza serán adecuadas para poder utilizarlas en un controlador, además que esto permitirá que las extremidades queden totalmente libres para realizar cualquier actividad, esto no es posible con prótesis mecánicas que requieren la utilización de ciertos músculos, ya sean del mismo brazo, de la espalda, de piernas o incluso del brazo hábil.

1.2 Antecedentes

El Plan Nacional de Desarrollo indica que: “El Estado debe brindar protección y cuidado a los grupos de atención prioritaria, como adultos mayores, niños, niñas y adolescentes, personas con discapacidad, personas en abandono y mendicidad, entre otras”. Considerando su segundo objetivo que expone: “Auspiciar la igualdad, la cohesión, la inclusión y la equidad social y territorial, en la diversidad”. (Senplades, 2017)

En el Ecuador, según el (CONADIS, 2016) viven alrededor de 196.076 personas que sufren de discapacidad física, entre ellas se encuentran individuos con discapacidad motriz por amputación de mano que requieren de una prótesis.

Varias universidades del país han desarrollado proyectos de investigación de prótesis de manos automatizadas como se menciona posteriormente, que han permanecido solo como proyectos más no se ha conseguido comercializarlos.

La Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE extensión Latacunga ha desarrollado mediante la modalidad de proyecto de titulación una prótesis de mano, la cual se realizó tomando los parámetros antropométricos y biomecánicos, relacionados con la forma,

tamaño y función de la mano, para la captación de las señales se utilizó un sensor comercial llamado Myo Armband Gesture, encargado de captar señales mioeléctricas de la parte superior de miembro amputado. (López Hidalgo & Pinto García, 2017)

Alrededor del mundo se han realizado varios trabajos investigativos entorno a la utilización de señales electroencefalográficas, uno importante es el realizado por José Esqueda y presentado en la Revista de Tecnología e Investigación 2016, en el cual se realiza la manipulación de un brazo robótico mediante señales electroencefalográficas, las señales captadas son analizadas estadísticamente para identificar que ondas presentan una mayor incidencia dependiendo de la posición a la que se requiere mover el brazo.

En el Ecuador estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE han desarrollado un módulo adaptable controlado por señales electroencefalográficas que permite la movilidad de sillas de ruedas. (Aldás Arias & Vanegas Jadán, 2016)

A continuación, se detallan proyectos que se han desarrollado en universidades del país con el tema de prótesis de mano automatizada pero no se han llegado a comercializar.

- **Tema:** Diseño y construcción de un prototipo de mano robótica con arquitectura antropomórfica controlado mediante ondas cerebrales.

Institución: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE LATACUNGA

Autores: Escobar Sailema, Edison Roberto
Zurita Arboleda, David Alejandro

Carrera: Ingeniería en Mecatrónica.

Año: 2017.

- **Tema:** Diseño e implementación de dos manos robóticas, controladas por teclado y voz mediante Android, para realizar operaciones matemáticas básicas en la Unidad Educativa Especializada Cotopaxi.

Institución: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE LATACUNGA.

Autores: Curicho Ronquillo, Diana Maricela
Molina Beltrán, Freddy Bayardo

Carrera: Ingeniería en Mecatrónica

Año: 2015.

- **Tema:** Diseño y construcción de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico adaptada para varios patrones de sujeción.

Institución: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE LATACUNGA.

Autores: Monar Naranjo, Martin Benancio
Murillo Mantilla, Luis Alejandro.

Carrera: Ingeniería Mecatrónica.

Año: 2015.

- **Tema:** Investigación de la metodología para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente para manipulación de objetos.

Institución: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE LATACUNGA.

Autores: Pinto García, Katherine Johana

López Hidalgo, David Fabrizzio

Carrera: Ingeniería Mecatrónica.

Año: 2017.

1.3 Justificación e importancia

En el Ecuador el índice de personas que sufren de amputaciones en los miembros superiores particularmente en las manos, es elevado, por ello se han elaborado prótesis que sustituyan a los miembros amputados, teniendo un problema de adquisición para el discapacitado, debido al elevado precio y además a que no desempeñan con la antropometría de la mano, imposibilitando el desarrollo psicológico de la persona.

Es por esta razón que la importancia y la escasez de una prótesis biónica funcional y de fácil acceso para persona con amputación; se intenta diseñar e implementar un prototipo de controlador mediante señales electroencefalográficas que se adecue a cada usuario de manera óptima y que sirva de base primordial para poder construir modelos más económicos, funcionales y estéticos a gran escala, con el objetivo que las personas que requieran este producto puedan adquirirlo, solucionando las distintas necesidades en las que se ven inmersas y reintegrándose debidamente a la sociedad.

El casco que mide ondas cerebrales es de gran utilidad para controlar una prótesis biónica debido a que permite amplias opciones para manipular objetos, es decir las señales que se reciben y así mismo las combinaciones dan la oportunidad de programar el controlador con un alto número de movimientos consiguiendo simular una mano real.

La investigación del funcionamiento de este casco abrirá un gran campo de acción debido a que este podría aplicarse en otros proyectos para personas con discapacidades o carencia congénita, incluso se podría utilizar en personas con paraplejia, en vista de que no presentan actividad muscular, pero la mayoría de las veces su actividad cerebral se mantiene intacta.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

- Diseñar y construir un controlador de una prótesis de mano biónica para manipulación de objetos a través de un casco que se encarga de la percepción de señales electroencefalográficas que emite el cerebro.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Analizar comparativamente el funcionamiento de los controladores para determinar cuál es el más óptimo trabajando con señales electroencefalográficas en un sistema automático e inteligente.
- Determinar las características principales de la mano en la que se va a implementar el controlador y como estas pueden afectar el control.

- Diseñar un casco capaz de adaptarse a la morfología del cráneo de personas adultas, para que porte los electrodos encargados de la captación de señales para su posterior construcción y percepción de señales electroencefalográficas.
- Diseñar el controlador de la mano biónica que permitirá la manipulación de los objetos.
- Realizar pruebas de funcionamiento del controlador e identificar fallas y posibles correcciones para la correcta implementación final del sistema.

1.5 Hipótesis

¿El diseño e implementación de un controlador mediante señales encefalografías en la prótesis de mano biónica permitirá la manipulación de objetos?

1.6 Variables de la Investigación

Variables Independientes

- Controlador con señales electroencefalográficas

Variables Dependientes

- Manipulación de objetos mediante la mano biónica

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Estudio y Anatomía del Encéfalo

El encéfalo, contenido en el cráneo, es la parte más voluminosa del sistema nervioso central (SNC), que continúa en la médula espinal, contenida en la columna vertebral, y en los nervios sensitivos y motores que llevan, respectivamente, información sensorial al encéfalo y el control de la musculatura del esqueleto.

El encéfalo se divide en las siguientes partes: tallo cerebral, cerebelo y cerebro (Figura 1).

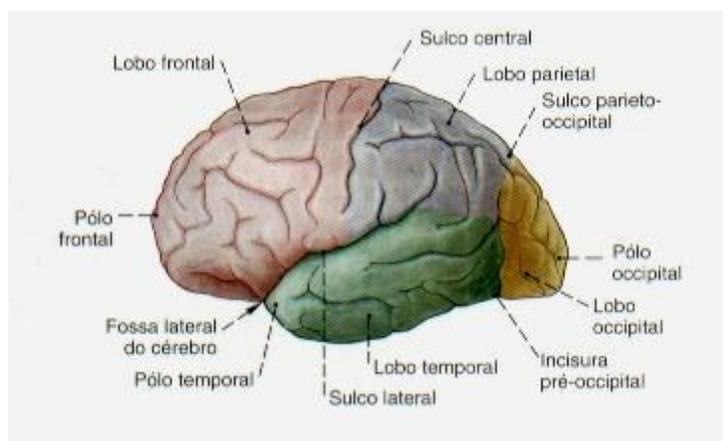


Figura 1 Partes del Encéfalo

Fuente: (Jaramillo Chaustre, Serantes Gómez, & Bustamante Cano, 2016)

Visto dorsalmente (Figura 1), observamos desde la parte rostral a la caudal, tres partes distintas:

- **Los hemisferios cerebrales**, única parte visible del cerebro, surcados por circunvoluciones cerebrales, y separados entre sí por una profunda hendidura media longitudinal, la cisura interhemisférica. Se pueden observar los lóbulos frontales, parietales, temporales (localizar la cisura lateral o de Silvio) y occipitales. Al abrir la cisura longitudinal o interhemisférica, se observa el cuerpo caloso. Hacia la parte caudal se observa la glándula pineal (diencefálica).
- **El cerebelo** está formado por tres masas, dos lóbulos cerebelosos a los lados y un lóbulo central o vermiforme; los tres presentan cisuras profundas, transversales y más apretadas que en el cerebro.
- **El bulbo raquídeo**, con forma troncocónica invertida y sin diferenciaciones externas, se halla parcialmente oculto por el cerebelo y dividido longitudinalmente por una cisura que se prolonga en la médula espinal.

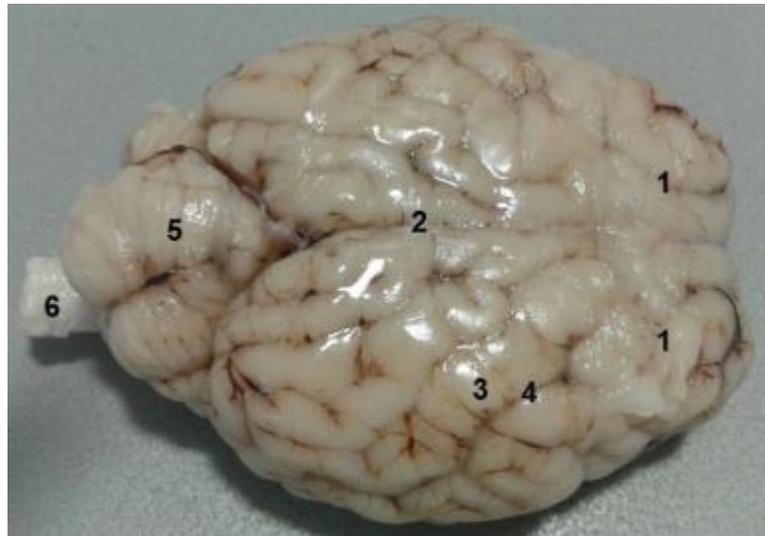


Figura 2 Vista Dorsal

Fuente: (Diamond, Scheibel, & Elson, 1996)

Donde

1. Hemisferios cerebrales
2. Cisura interhemisférica
3. Circunvoluciones
4. Surcos
5. Cerebelo
6. Bulbo raquídeo

2.2 Señales Electroencefalográficas (EEG)

Es la actividad eléctrica cerebral registrada mediante electrodos ubicados en el cuero cabelludo.

El EEG proviene de la suma espacial del campo generado por potenciales postsinápticos que ocurren en forma sincronizada en poblaciones neuronales con distribución espacial uniforme. (Rodríguez Bermúdez, García Laencina, Roca Dorda, & Domitien, 2013)

Se fueron realizando varios descubrimientos por parte de grandes científicos los cuales aportaron al estudio de las EEG, detallados a continuación.

Tabla 1

Descubrimientos EEG

Investigador	Descubrimiento
Du Bois Rédmond (1831: 1889) Médico y Fisiólogo Alemán Universidad de Berlín	Primera persona en observar la aparición de actividad eléctrica al paso de un impulso nervioso en nervios periféricos.
Richard Caton (1842: 1926) Científico inglés (Liverpool)	Primera persona en observar la aparición de actividad eléctrica a nivel cerebral efectuando registros en animales.
Hans Berger (1873: 1941) Médico Alemán University of Jena	Primera persona en registrar la actividad eléctrica cerebral en seres humanos en forma de registro ("Über das Elektroencephalogramm des Menschen 1929). Acuñó el término Electroencefalograma

Fuente: (Rodríguez Bermúdez, García Laencina, Roca Dorda, & Domitien, 2013)

En el ámbito de las aplicaciones clínicas del EEG, los patrones de señal que se manifiestan ante eventos o comportamientos específicos del cerebro toman la denominación de ritmos.

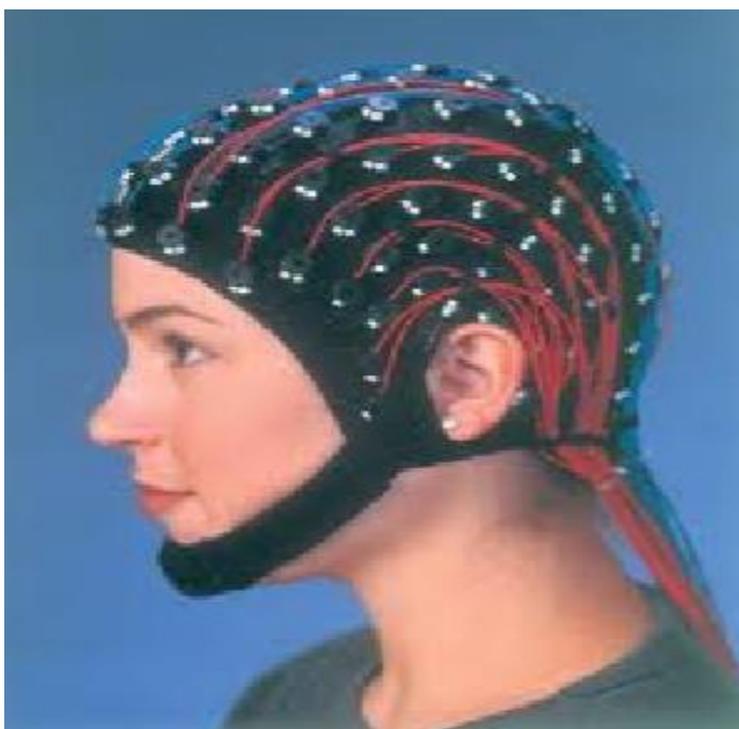


Figura 3 Montaje de Electroodos

Fuente: (Guevara, Sanz Martín, Corsi Cabrera, Amezcua Gutiérrez, & Hernández, 2010)

Tabla 2

Ritmos en la EEG

Banda Espectral	Rango [Hz]	Descripción	Región
Delta (δ)	0 – 3.5	En niños, en adultos en sueño profundo o con patologías.	Adultos: frontal; Niños: occipital
Theta (θ)	4 – 7.5	Durante estrés emocional (decepción y frustración).	Parietal y temporal
Alfa (α)	8 – 13.5	Estados de relajación, aumentan al cerrar los ojos.	Occipital, en menor medida en parietal y frontal.

CONTINÚA



Beta (β)	14 – 30	Actividades mentales intensas.	Parietal y frontal.
Mu (μ)	8 – 12	Movimientos o planeación de los mismos.	Fronto - central

Fuente: (Sospedra Griño, 2015)

2.3 Sistema Internacional 10-20 para la colocación de los electrodos

Sistema Internacional 10-20 para la colocación de los electrodos extracraneales. Las letras señalan el área (Fp, prefrontal; F, frontal; C, central; P, parietal; T, temporal y O, occipital), mientras que los números designan el hemisferio (pares del derecho, nones del izquierdo) y los electrodos de la línea media se señalan con una " z "; por lo que Fz se encuentra frontalmente en la línea media.

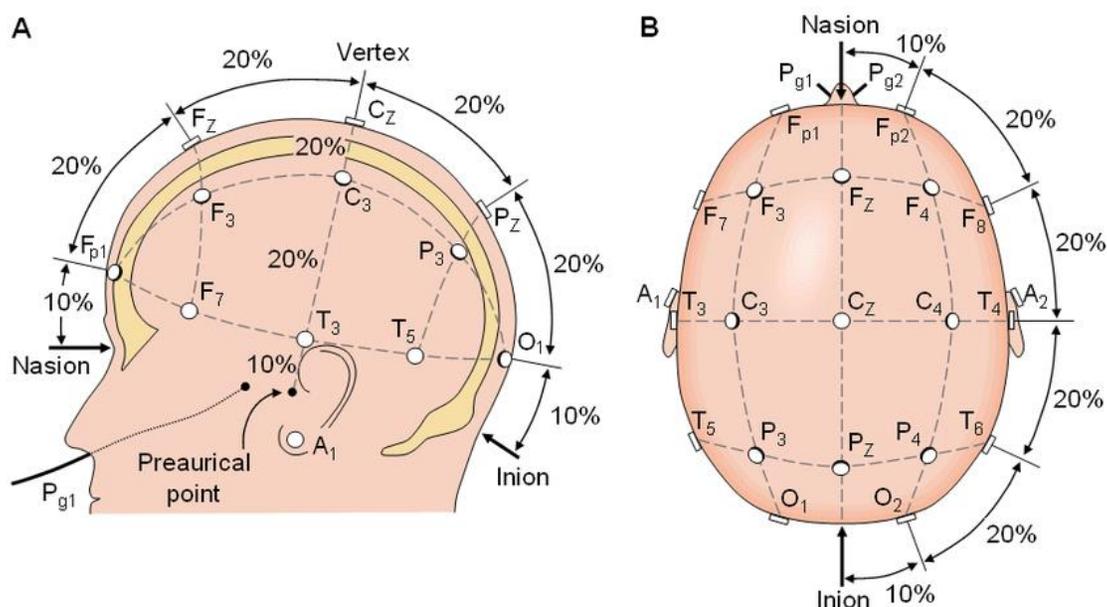


Figura 4 Sistema 10 20 colocación de Electrodos

Fuente: (Harmony, Marosi, Becker, & Reyes, 1992)

Trazos eléctricos de 10 segundos captados por 26 electrodos activos, con referencias a mastoides, a una escala de $50\mu\text{V}$ de un adulto joven (19 años) masculino, con los ojos cerrados; observar la prominente sincronización del ritmo Alfa (9.5Hz) en regiones posteriores, con cierta formalización centro-frontal derecha.

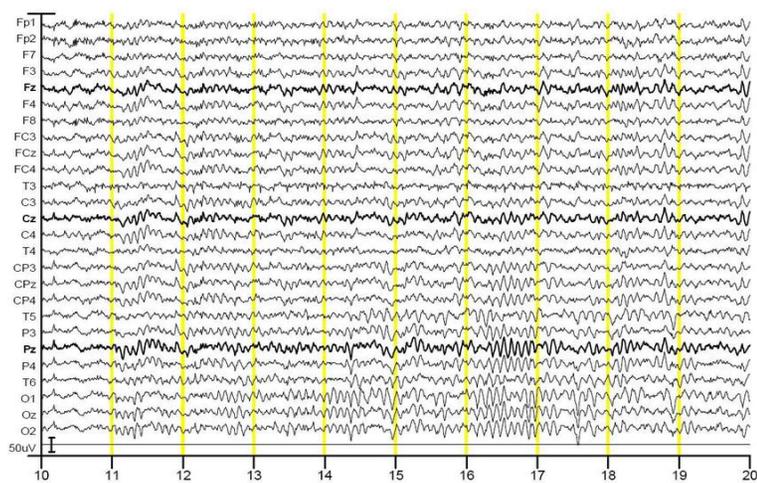


Figura 5 Trazos eléctricos captados por electrodos

Fuente: (González, 2010)

2.4 Señales Electromiográficas (EMG)

Las señales electromiográficas (EMG) se han convertido en una herramienta muy importante en el reconocimiento de patrones, control de dispositivos, rehabilitación, entre otras áreas debido a la facilidad con la que se pueden adquirir de forma no invasiva y sin peligro para el individuo. Esta señal suministra información en tiempo y en frecuencia acerca de la actividad neuromuscular presente en el músculo activo correspondiente a la suma de la actividad de un número mayor de unidades motoras más pequeñas.

El estudio de las señales EMG ha permitido el desarrollo de importantes proyectos para el bienestar humano. Dentro de los trabajos pioneros se encuentran Hudgins y Englehart y otros, quienes desarrollaron una metodología para el adiestramiento de prótesis y predicción de fatiga en los músculos, así como la optimización de los algoritmos de reconocimiento de patrones para aplicaciones en tiempo real. Se recalcan los algoritmos de aproximación temporal y modelamiento paramétrico, así como los de Hannaford y Farry con análisis espectral con las transformadas FFT y STFT. (Englehart, Hudgins, & Chan, 2003)

2.5 Descripción de la mano

Las manos son las extremidades más apartadas del miembro superior, adaptadas para realizar inmensidad de movimientos gracias a la acción de numerosos músculos empotrados a los huesos, y a los ligamentos que se utilizan de sujeción. Están ubicadas en los extremos de los antebrazos, son cogederas y tienen cinco dedos cada una. Comprenden desde la muñeca hasta la yema de los dedos. (Delavier, 2004)

La mano tiene una estructura constituida por:

- Huesos y músculos.
- Venas y arterias.
- Nervios.
- Piel y uñas.

2.5.1 Huesos de la mano

Los huesos son los órganos duros del aparato locomotor y desempeñan las siguientes funciones:

- Forman palancas sobre las cuales marchan los músculos para provocar los movimientos.
- Constituyen un almacén para el cuerpo y dan maniobra a los músculos.
- Desempeñan funciones de defensa elaborando cavidades (tórax, cráneo) donde se albergan diferentes órganos que deben estar aislados de influencias externas.

(García Porrero & Hurlé, 2005)

La mano está constituida por los huesos del carpo, que son ocho huesos cortos conjuntos articulados entre sí.

Luego del carpo se halla el metacarpo, compuesto por cinco huesos llamados metacarpianos que constituyen el esqueleto del dorso y de la palma de la mano. Las falanges o huesos de las manos, son: dos para el dedo pulgar y tres para cada uno de los demás dedos. Se lo llama: falange al hueso superior de cada dedo, falangina al medial y falangeta al distal. (Rodríguez, 2005)

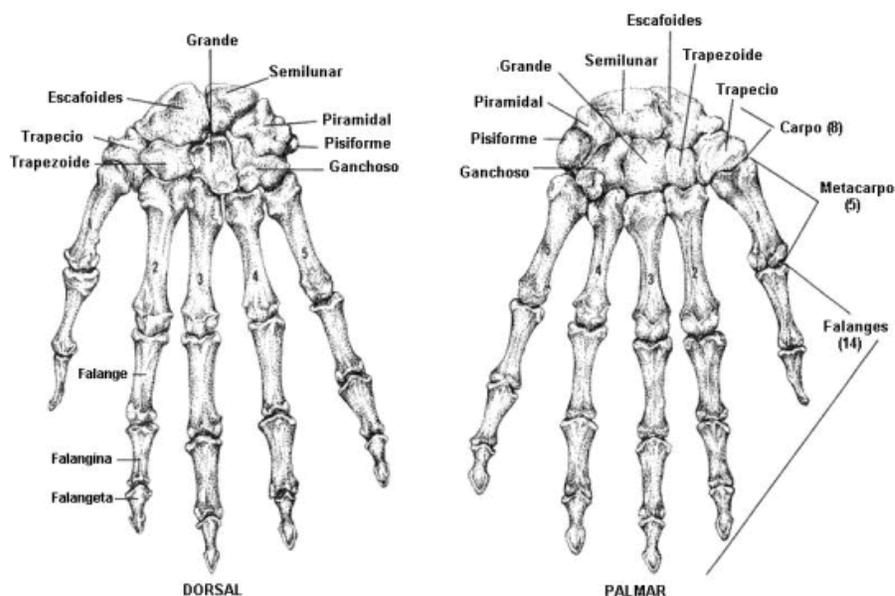


Figura 6 Huesos de la mano.

Fuente: (García Porrero & Hurlé, 2005)

2.5.2 Músculos de la mano

La mayor parte de los músculos de la mano permiten el movimiento, son numerosos, complicados y algunos únicos en el ser humano. Los músculos de la mano se catalogan en:

Músculos extensores:

- Extensor común de los dedos.
- Extensor propio del meñique.
- Extensor propio del índice.
- Extensor corto del pulgar.
- Largo del pulgar.

Músculos flexores:

- Común profundo.
- Común superficial.

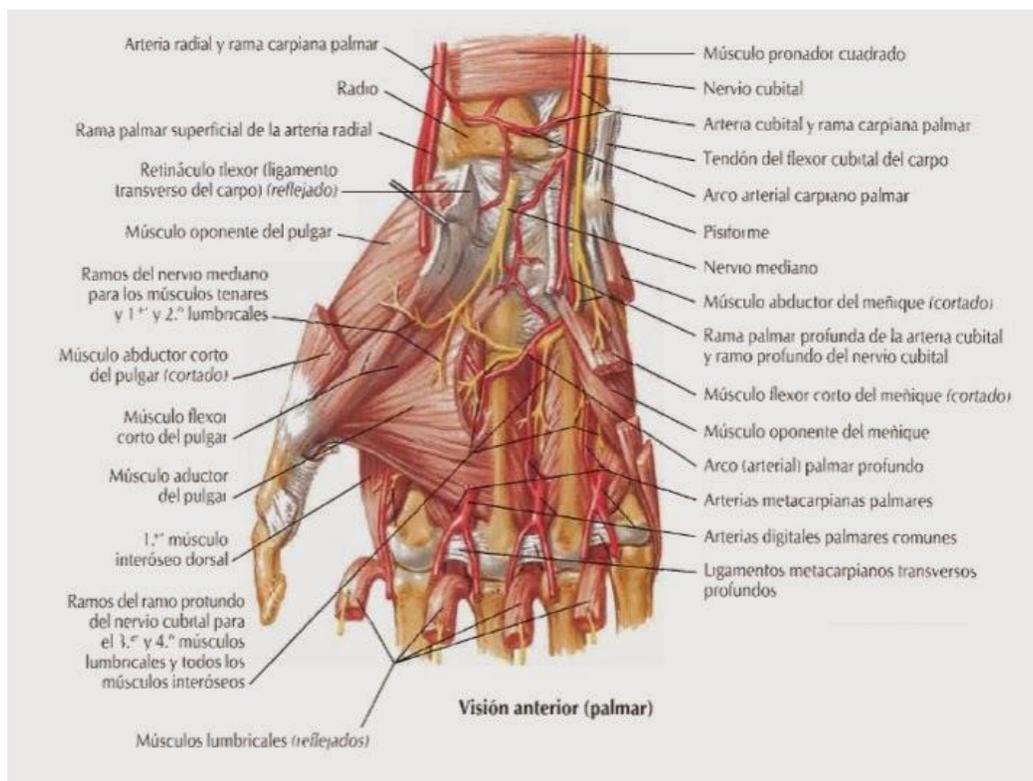


Figura 7 Músculos alojados en la mano.

Fuente: (Finochietto, 1992)

2.5.3 Funciones de la mano

Los movimientos de la mano se pueden catalogar en movimientos prensiles y no prensiles.

Los movimientos no prensiles son movimientos como empujar o alzar cosas sin sujetarlas. (García & Hurlé, 2005)

Los movimientos prensiles alcanzan movimientos específicos de la mano. A continuación, se describen algunos:

- **Prensión en gancho.** Es una manera muy elemental de sujeción que no demanda la participación del pulgar. Por ejemplo, trasladar un maletín, se genera por la función de los músculos flexores de los dedos.



Figura 8 Prensión en gancho.

Fuente: (Sanchez, Loaiza, & Cortés, 2006)

- **Prensión de fuerza o potencia.** Se ejecuta entre la palma de la mano y los dedos, encerrando al pulgar, que desempeña un papel esencial en la sujeción. En esta forma de prensión, el pulgar hace el movimiento de oposición. Las diferentes maneras de este tipo de prensión son la prensión de fuerza a mano llena, como la que se utiliza para sujetar una botella o envase de forma cilíndrica o una pelota de béisbol.



Figura 9 Prensión de fuerza a mano llena.

Fuente: (Romo, Realpe, & Jojoa, 2007)



Figura 10 Prensión de fuerza esférica.

Fuente: (Romo, Realpe, & Jojoa, 2007)

2.6 Amputaciones en miembros superiores

La amputación es el corte y apartamiento de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo. Sin embargo, hoy en día las amputaciones sólo se llevan a cabo cuando la persona se encuentra en peligro de muerte o cuando el paciente tiene en alguna de estas situaciones: cáncer de huesos, heridas en las extremidades en las que no se puede salvar el miembro, gangrena (situación en la que los tejidos del cuerpo mueren porque no les llega la sangre o porque hay una infección), entre otras. (Cruzado Rodríguez, González Sánchez, Noguerales, Rozalén Pinedo, & Fernández Conde, 2010)

2.7 Tipos de amputaciones

2.7.1 Amputaciones congénitas. En el caso de las deficiencias congénitas, es posible el diagnóstico pre natal de algunas de ellas, pero, es frecuente que se detecten al momento de nacer. La deficiencia puede estar ausente una pierna o un brazo completo, o solo en parte de alguno de ellos; también son posibles deficiencias en más de una extremidad. En algunos casos falta un segmento intermedio de un brazo o pierna, pero con preservación de la mano o el pie, por ejemplo. (Islas D, García A, Palma, & Cruz, 2010)

- Amputación Intrauterina
- Secundarias a tratamiento definitivo de otras anomalías congénitas

2.7.2 Amputaciones adquiridas o traumáticas. Correspondería a la amputación que se produce como consecuencia de un traumatismo. Puede ser completa, con separación total del segmento amputado, o parcial, donde el segmento amputado queda conectado a través de alguna conexión de tejido a la extremidad. (Farro, Tapia, Bautista, Montalvo, & Iriarte, 2018)

- Traumatismos
- Sepsis
- Tumoraes
- Otras

2.8 Causas de la amputación

Tabla 3

Causas de las amputaciones.

Causa	Descripción
Enfermedad vascular periférica	La mayor parte de las amputaciones se efectúan por una enfermedad vascular periférica pudiendo ser arteriosclerótica o arteriosclerótica con Diabetes. La gangrena de un miembro producida por arteriosclerosis suele ser más dificultoso de tratar en presencia de Diabetes porque los tejidos no cicatrizan adecuadamente y son más susceptibles a la infección.
Lesión	Una lesión aguda es una conjetura cuando el aporte de sangre está devastado de forma irreparable. Se tienen amputaciones abiertas tras quemaduras o por congelación.

CONTINÚA



Amputación por quemadura	Radica en resecar los músculos o conjuntos musculares necróticos, conservar la piel y el musculo que parezcan viables con el objetivo de erigir un muñón de mayor longitud.
Amputación por congelación	Es cuando los vasos sanguíneos se lesionan de manera irreparable, pareciéndose a la amputación por quemadura.
Infección	Una infección aguda o crónica que no responde al tratamiento puede generar una amputación. Por ejemplo, la infección es la gangrena gaseosa fulminante pues es la más peligrosa y suele exigir una amputación inmediata.
Tumores	Son malformaciones debido a células cancerígenas que surgen en las extremidades superiores e inferiores, que pueden ser tratadas por medio de la amputación, la que radica en resecar la formación anormal maligna antes de que se propague, ayudando a aplacar el dolor y evitar que empiece a ulcerarse o infectarse. El nivel de amputación debe sujetar toda la parte afectada

Fuente: (Ventura, 2014)

2.9 Reseña histórica de prótesis de mano

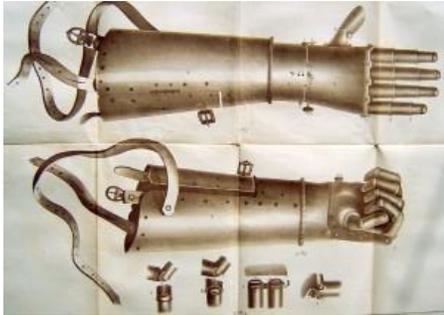
Una prótesis dentro del ámbito medico es una extensión artificial que sustituye una parte carente del cuerpo.

La primera prótesis de miembro superior se reconoció en el año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia, sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adecuado al mismo. (Brito J. L., Quinde, Cuzco, & Calle, 2013)

Más adelante, con el manejo del hierro, el hombre logró edificar manos más resistentes que lograran sujetar objetos pesados, tal es el caso de la primera mano de hierro que fue elaborada por el general romano Marcus Sergius en la Segunda Guerra Púnica (218 - 202 a. C.), con la cual portaba su espada.

Tabla 4

Reseña Histórica Prótesis de Mano

Avances	Prototipos
<p>En el año 1400 se elaboró la mano de Alt Ruppin, estaba edificada en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición, dedos flexibles y además tenía una muñeca movable.</p>	 <p>Figura 11 Mano en Hierro de Alt Ruppin</p> <p>Fuente: (Loaiza Bernal, 2012)</p>
<p>El uso del hierro para la elaboración de manos era tan periódico, que hasta Goethe da nombre a una de sus obras inspiradas en el caballero germano Götz Von Berlichingen, por su mano de hierro</p>	 <p>Figura 12 Mano en hierro de Götz Von Berlichingen.</p> <p>Fuente: (Loaiza Bernal, 2012)</p>



Para el siglo XVI el diseño mecánico de la prótesis de miembro superior se fue optimizando ampliamente, debido a que el médico militar francés Ambroise Paré desarrolló el primer brazo artificial móvil a nivel de codo llamado “Le Petite Loraine”

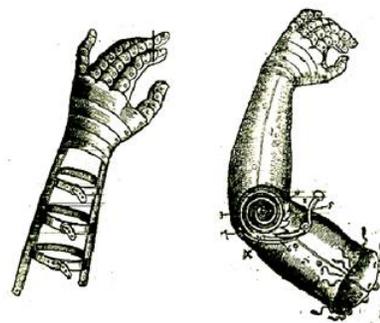


Figura 13 Brazo artificial “Le Petite Loraine”.

Fuente: (Loaiza Bernal, 2012)

Fuente: (Loaiza Bernal, 2012)

El comienzo de las prótesis mioeléctricas se dio en Alemania gracias a Sauerbruch, quien logró idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, a través de varillas de marfil que pasaban a través de túneles cutáneos, consintiendo que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular.

Los países con mayor avance tecnológico e investigación sobre prótesis son: Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón. (Sospedra, 2015, págs. 35 - 39)

2.10 Estado del arte en prótesis de manos

La mano del hombre es considerada como una herramienta mecánica y sensitiva, siendo el principal órgano de manipulación física gracias a sus dos funciones principales de presión y tacto que le permiten realizar movimientos y manipulación de objetos. (Brito J. L., Quinde, Cuzco, & Calle, 2013)

Una prótesis de mano tiene como finalidad ayudar a proveer algunas funciones, pero jamás reemplazar un miembro faltante del cuerpo del ser humano que se perdió por diferentes situaciones; uno de los objetivos de la construcción de las mismas es optimizar la calidad de vida de los pacientes amputados. (Arzola & Loaiza, 2011)

2.10.1 Tipos de Prótesis de mano

En la elección de la prótesis a utilizar existen varios factores que influyen directamente como el nivel de amputación, el tipo de displasia de la que se trate, la funcionalidad de la misma y finalmente el componente económico que es indispensable en el momento de adquirir la prótesis. Existen varios tipos de prótesis de mano que se han desarrollado utilizando diferente tecnología y conocimiento. (Brito J. , Quinde, Cusco, & Calle, 2013)

Tabla 5

Tipos de Prótesis

Tipo	Descripción	Imagen
<p>Prótesis estéticas</p>	<p>Las, conocidas como prótesis pasivas, no tienen movimiento y solo cubren el aspecto estético del miembro amputado, en la fabricación de las mismas se emplean polímeros como PVC rígido, látex flexible o silicona, estos materiales son empleados por ser más livianos y requieren de menos mantenimiento, ya que no disponen de piezas móviles. (Weir, 2004)</p>	 <p>Figura 14 Prótesis Estéticas</p> <p>Fuente: M. inStep 2005</p>

CONTINÚA



Prótesis mecánicas

Las cumplen funciones básicas como la apertura y cerrado de la mano, limitadas al agarre de objetos grandes y movimientos imprecisos, la señal mecánica es obtenida por medio de otro miembro del cuerpo como el codo o hombro, para ello se implementa un arnés colocado en la espalda el cual generará la movilidad de la prótesis a través de una liga

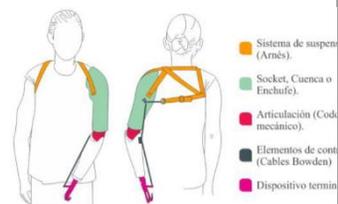


Figura 15 Prótesis Mecánica

Fuente: (González Bravo, 2007)

Prótesis eléctricas

Se basan en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servo-controles, pulsantes o interruptores, su principal desventaja es su reparación, su alto costo y su exposición a ambientes hostiles, así como también su peso. En la Figura 16 se puede observar una prótesis eléctrica de la compañía Otto Bock que tiene como principal ventaja el agarre de objetos rápidamente y con precisión de forma activa gracias a los sensores en los dedos.



Figura 16 Prótesis Eléctrica

Fuente: (Giuseppe, 2009)

CONTINÚA



Prótesis neumáticas

Hacen uso de aire a presión obtenido por medio de un compresor, su ventaja principal es proporcionar una gran fuerza y rapidez de movimientos; sus desventajas principales son los dispositivos que se implementan para su control y funcionamiento ya que son relativamente grandes y su mantenimiento es costoso y dificultoso. (Bundhoo V., 2009)



Figura 17 Prótesis neumática Shadow

Fuente: (Díaz Montes & Dorador González, 2010)

Prótesis mioeléctricas

Son en la actualidad una de las de mayor aplicación en el mundo, ya que brindan un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza, basándose en la adquisición de señales musculares las mismas que son obtenidas mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de la señal que es amplificada, procesada y filtrada al control para el manejo de la prótesis.



Figura 18 Prótesis Mioeléctrica

Fuente: (Romo, Realpe, & Jojoa, 2007)

2.10.2 Avances Tecnológicos de las Prótesis de Mano.

En estos últimos años, el desarrollo tecnológico ha crecido enormemente y el gran responsable de este avance es el hombre que en su afán de buscar soluciones a los problemas que se presentan en la sociedad, ha logrado dar grandes pasos con el fin de facilitar las condiciones de vida. En lo que se refiere a la evolución tecnológica de prótesis de mano usando tecnología actual se ha logrado grandes avances permitiendo la fabricación de prototipos que emulan en gran porcentaje los movimientos que la mano humana realiza, entre las prótesis más destacadas mencionamos: (Pylatiuk, Mounier, Kargov, & Schulz, 2004)

Tabla 6

Avances Tecnológicos en prótesis de mano

Nombre	Descripción	Imagen
<p>Prótesis Biónica I-Limb</p>	<p>La prótesis biónica I-limb es una de las más utilizadas en la actualidad e implementada en varios países, ya que cumple con la mayoría de los movimientos elementales de la mano que un ser humano ejecuta, facilitando al paciente el retorno a la vida laboral y optimizando sus condiciones de vida.</p>	 <p>Figura 19 Prótesis Biónica I-Limb</p> <p>Fuente: (Connolly, 2008)</p>

CONTINÚA



**Prótesis
biónica de
Michelangelo**

Esta realiza una gran cantidad de movimientos precisos, gracias al control y mecanismos de fuerzas y velocidades de agarre, ya que los dedos son controlados de forma independiente y el pulgar y la muñeca disponen de movilidad. Internamente está constituida por acero y duraluminio de alta resistencia, externamente recubierta por elastómero de silicona.



Figura 20 Prótesis Michelangelo

Fuente: (Giuseppe, 2009)

**Prótesis
Bebionic**

Muy similar en sus componentes mecánicos a la I-limb, construida por Steeper RS tiene como objetivo simular la funcionalidad de la I-limb, pero a menor costo, aproximadamente \$10 000 dólares. Como se muestra en la figura 21. (Ventimiglia, 2012)



Figura 21 Prótesis Bebionic

**Prótesis
biónica de
CyberHand**

Contiene tecnología moderna y muy costosa, ya que se enlaza los electrodos de la prótesis al conjunto nervioso de la mano de la persona amputada a través una cirugía, permitiéndole recoger la información del cerebro mediante sensores, en la Figura 22 se muestra la prótesis CyberHand. (Brito J. L., Quinde, Cuzco, & Calle, 2013)

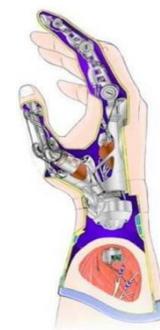


Figura 22 Prótesis CyberHand

CAPÍTULO III

DISEÑO CONCEPTUAL Y SELECCIÓN DE COMPONENTES PARA EL PROTOTIPO

3.1 Introducción

En este apartado se establece el diseño y la estructura analizando cuales son las mejores opciones de los componentes para que el prototipo sea resistente y la distribución de los electrodos sea la más adecuada obteniendo así una mejor recepción de señales electroencefalográficas.

3.2 Definición de Parámetros

Para este prototipo se necesita muestrear varios canales de EEG con una distribución establecida de acuerdo a la norma internacional 10-20 para electroencefalografía, en un casco EEG cómodo, ajustable y compatible con código abierto para su programación. Además, se debe considerar que el casco debería ser inalámbrico con respecto a la transmisión de señales.

El sistema final debe constar de un dispositivo capaz de receptar las señales emitidas por el cerebro de la persona, estas señales serán enviadas de manera inalámbrica a un procesador que realizará el control y permitirá el movimiento de los dedos en la mano como se observa en la figura 23.

Etapa	Función
Cabeza	Adquisición de señales
Mano	Procesamiento y activación de servomotores

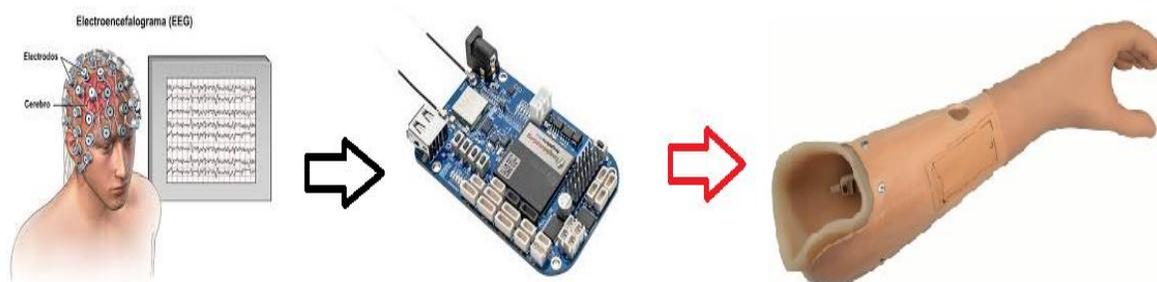


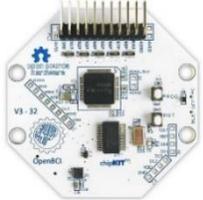
Figura 23 Esquema del sistema

3.3 Alternativas de diseño

Para lograr identificar los componentes adecuados, es necesario realizar una investigación a fondo de los sistemas existentes y disponibles. Evaluar la calidad y las características más relevantes para el diseño o creación del prototipo. Se usará en este análisis las métricas propuestas por Moody y Shanck en 1994 que fueron recientemente refinadas. (Moody, 1998)

Tabla 7

Matriz Morfológica

Sub-funciones	Primera Alternativa	Segunda Alternativa	Tercera Alternativa
Estructura	 Gorra Ajustable	 Casco Impreso	 Tipo Diadema
Material de la estructura	 PLA	 ABS	 TPU
Electrodos	 FRI-2144 EEG	 EEG-TOS051	 Open BCI
Tarjeta Receptora de Señales	 Cyton Biosensing	 Ganglion Board	 CMS 4100
Tarjeta de procesamiento de señales	 Arduino UNO	 Raspberry PI 3 B+	 BeagleBone

CONTINÚA





3.4 Criterios de Selección.

3.4.1 Selección de la forma de la estructura

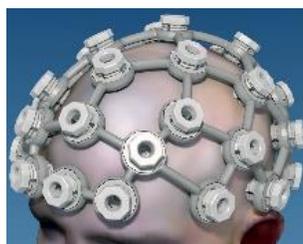
A continuación, se hará una breve comparación entre los parámetros de cada alternativa para llevar a cabo un correcto diseño.

Criterio de Selección	IMP.	Gorra Ajustable	Casco Impreso	Diadema EEG
<i>Peso</i>	5	5	5	5
<i>Disposición Electrodo</i>	5	4	5	2
<i>Precio</i>	4	4	4	4
<i>Fiabilidad</i>	5	2	5	3
<i>Robustez</i>	4	3	4	3
<i>Total de Puntos</i>	23	18	21	17
<i>Diseñar</i>		No	Continuar	No

Dónde: 1 es poco satisfactorio y 5 muy satisfactorio.



Gorra Ajustable



Casco Impreso



Tipo Diadema

Análisis de la estructura: Esta parte es fundamental ya que de esta depende el diseño del prototipo que hará las lecturas EEG, llegando a la conclusión que es un casco impreso lo que se requiere para la investigación por su fiabilidad en la lectura de las señales. Al ser una estructura rígida la percepción de ruido debido al movimiento de los electrodos será menos con relación a las demás opciones.

3.4.2 Selección del material de la estructura

Criterio de Selección	IMP.	PLA	ABS	TPU
<i>Peso</i>	5	4	4	5
<i>Resistencia Mecánica</i>	3	3	3	2
<i>Temperatura Impresión</i>	3	3	2	2
<i>Flexibilidad</i>	5	4	4	5
<i>Dureza</i>	5	5	5	3
<i>Total de Puntos</i>	21	19	18	17
<i>Diseñar</i>		Continuar	No	No

Dónde: 1 es poco satisfactorio y 5 muy satisfactorio.



PLA



ABS



TPU

Análisis del material: Será PLA porque es muy resistente y liviano. Para la utilización de ácido Poliláctico como material base, es necesario identificar una tecnología capaz de asegurar una correcta construcción de acuerdo al material y la forma que se necesita, es por estos detalles que se utiliza modelado por deposición fundida (FDM), este método de

impresión 3D aparte de ser económico con respecto a otros métodos de producción, nos permite obtener nuestros modelos en un corto plazo de tiempo. ahora se definirán el resto de componentes para construir el prototipo.

3.4.3 Selección de electrodos

Criterio de Selección	IMP.	FRI-2144	TOS051	Open BCI
<i>Precio</i>	5	3	2	5
<i>Confiabilidad</i>	5	4	4	4
<i>Velocidad de Respuesta</i>	5	3	4	5
<i>Precisión</i>	5	3	3	4
<i>Tamaño</i>	5	5	5	3
<i>Total de Puntos</i>	25	18	18	21
<i>Diseñar</i>		No	No	Continuar

Dónde: 1 es poco satisfactorio y 5 muy satisfactorio.



FRI-2144 EEG



EEG-TOS051



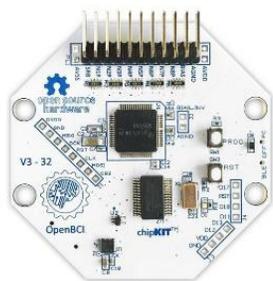
Open BCI

Análisis de electrodos: Se define que los electrodos de Open BCI son la mejor opción. Estos presentan una calidad alta, así como el mejor tiempo de respuesta entre las opciones. El tiempo de respuesta junto con la precisión son características fundamentales para el sistema.

3.4.4 Selección de Tarjeta receptora de canales

Criterio de Selección	IMP.	Cyton	Ganglion	CMS 4100
<i>Compatibilidad</i>	5	4	2	4
<i>Velocidad</i>	4	4	4	4
<i>Entradas y Salidas</i>	4	5	4	4
<i>Comunicación</i>	3	3	2	3
<i>Precio</i>	2	2	2	2
<i>Total de Puntos</i>	18	18	14	17
<i>Diseñar</i>		Continuar	No	No

Dónde: 1 es poco satisfactorio y 5 muy satisfactorio.



Cyton Biosensing



Ganglion Board



CMS 4100

Análisis de tarjeta receptora de señales: La mejor opción para recibir las señales de los electrodos es la Cyton Biosensing debido a que es de la misma marca que los electrodos seleccionados y dispone de un mayor número de canales, los mismos que pueden ser utilizados en modificaciones posteriores.

3.4.5 Selección de Tarjeta de procesamiento de señales

Criterio de Selección	IMP.	Arduino UNO	Raspberry	BeagleBone
Compatibilidad	5	2	5	4
Velocidad	4	3	4	3
Entradas y Salidas	4	3	5	3
Comunicación	3	3	4	3
Precio	2	5	2	2
Total de Puntos	18	16	20	15
Diseñar		No	Continuar	No

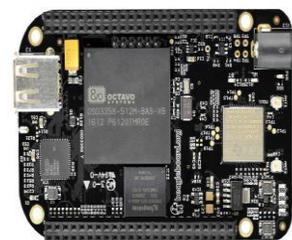
Dónde: 1 es poco satisfactorio y 5 muy satisfactorio.



Arduino UNO



Raspberry PI 3 B+



BeagleBone

Análisis de Tarjeta de Control: Se usará la Raspberry PI 3 B+ porque el procesador que incorpora permite receptor de mejor manera las señales. Permite la utilización del entorno de programación Python y una gran cantidad de puertos de propósito general que facilitan a la prótesis realizar las respectivas acciones configuradas.

3.4.6 Selección de Batería

Criterio de Selección	IMP.	Batería LiPo	Batería NiMh	Batería Seca
<i>Capacidad</i>	5	5	3	2
<i>Duración</i>	4	4	2	3
<i>Potencia</i>	4	4	3	4
<i>Factor de descarga</i>	4	4	2	2
<i>Precio</i>	3	1	2	3
<i>Total de Puntos</i>	20	18	12	14
<i>Diseñar</i>		No	Continuar	No

Dónde: 1 es poco satisfactorio y 5 muy satisfactorio.



Batería LiPo



Batería NiMh



Batería Li-Ion

Análisis de Batería: El tipo de batería que se usará es LiPo porque son las baterías con mejor dimensión y alta autonomía, además se considera que su precio a pesar de no ser mínimo, es bueno con relación a la calidad que presenta. Otros tipos de baterías tienen un costo mucho menor, pero presentan un rendimiento inferior.

3.5 Diseño de la estructura

Los electrodos seleccionados deben tener una posición estable, por ende, la estructura de soporte también debe ser estable, esta estructura de soporte tendrá un diseño tipo casco con una disposición de acuerdo al sistema internacional 10-20 para electroencefalogramas, lo cual nos permitirá la ubicación de acuerdo a la necesidad y la regulación dependiendo de cada usuario diferente.

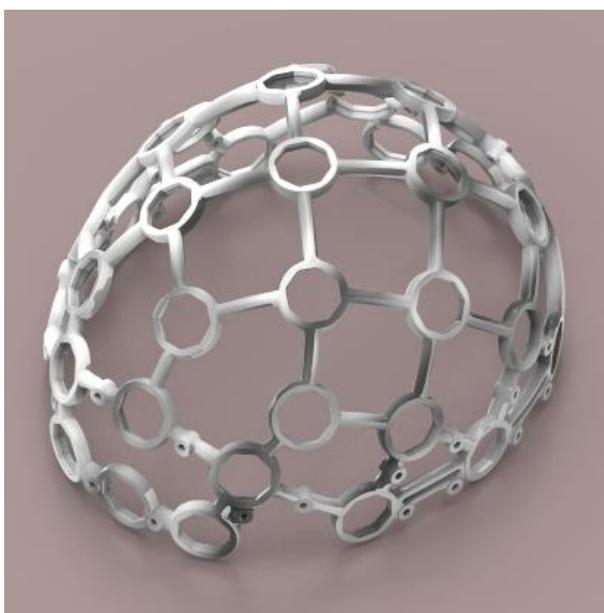


Figura 24 Estructura vista isométrica

En la parte posterior del casco se acopló un soporte que permita posicionar y mantener firme la tarjeta cyton en donde se conectarán los electrodos

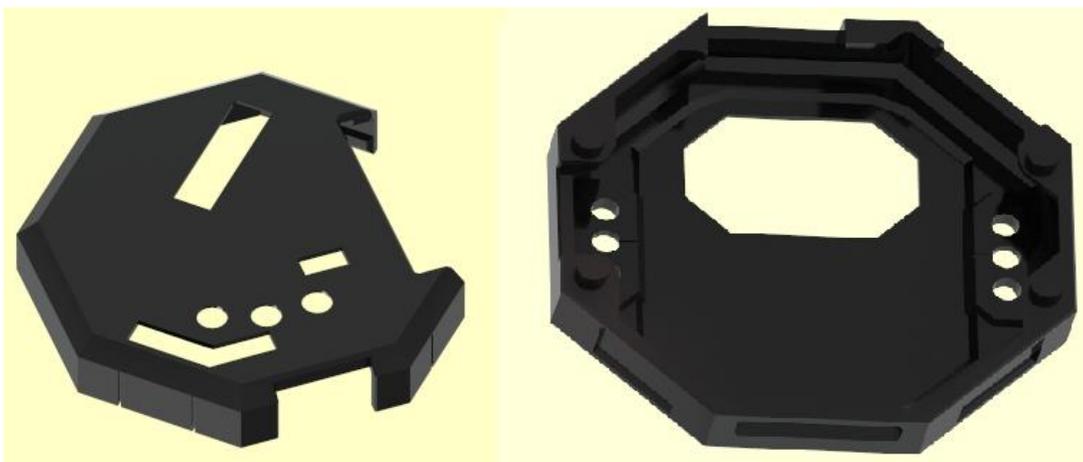


Figura 25 Soporte placa Cyton

Para una regulación de acuerdo al usuario, los electrodos tienen un soporte roscado, el mismo que en conjunto con la rosca ubicada en los orificios del casco permitirán el descenso o elevación con respecto al cráneo de la persona para lograr un contacto eficiente.

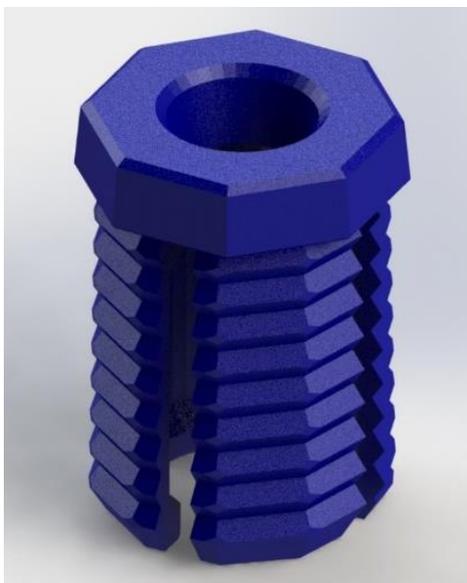


Figura 26 Regulador de posición de electrodos

3.6 Rediseño del antebrazo

La implementación mediante señales electroencefalográficas se realizó en el prototipo diseñado y presentado en el trabajo de titulación: “Investigación de la metodología para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente para manipulación de objetos”, sin embargo, fue necesario realizar ciertas modificaciones para poder adaptarlo a la tecnología planteada en este trabajo. (López Hidalgo & Pinto García, 2017)



Figura 27 Prototipo desarrollado en el trabajo anterior

3.6.1 Modificaciones mecánicas

De acuerdo a la selección de raspberry pi como procesador, fue necesario realizar un rediseño del antebrazo para poder posicionar la tarjeta de control.

Las dimensiones del antebrazo no deben variar tanto con respecto al modelo anterior, debido a dos factores importantes: el acoplamiento con la mano y el tamaño en la cavidad donde se introduce el antebrazo con amputación.

Para poder mantener estas dimensiones sin alteración, las alternativas para modificación quedan reducidas a la parte superior e inferior del antebrazo, optando por la ubicación en la parte superior, pues en la parte inferior se encuentra ubicado la batería Li-po que proporciona energía a todo el sistema.

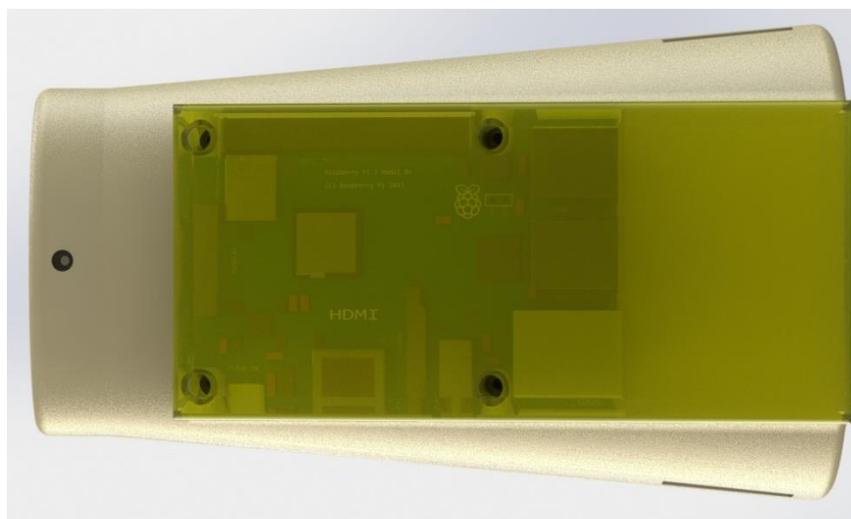


Figura 28 Antebrazo vista superior

En la parte superior del antebrazo se puede acoplar la tarjeta raspberry pi, en la misma que se encuentra conectada, el Dongle USB de Cyton.

Este diseño permite remover la tapa con facilidad y dejar en descubierto la tarjeta y el dongle para permitir cualquier tipo de modificación

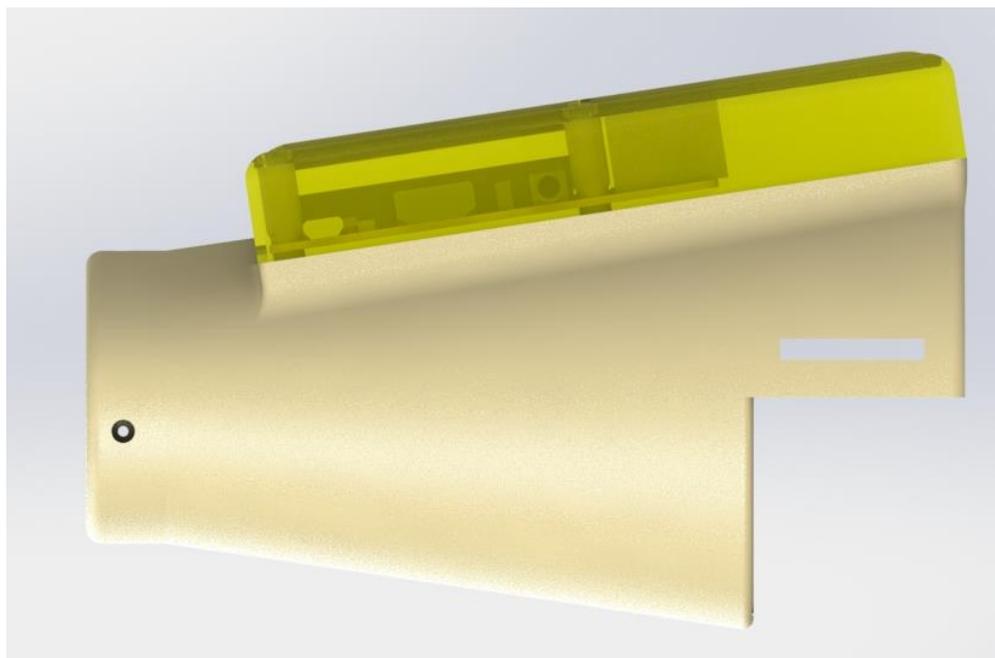


Figura 29 Antebrazo vista lateral

La parte posterior se mantendrá con el diseño original para poder acoplar la correa regulable para la sujeción del dispositivo con el antebrazo de la persona, además se añade una cavidad que permite la ubicación de un interruptor de encendido para todo el sistema.

A continuación, se presenta análisis de impacto suponiendo que la prótesis se caiga al suelo desde una altura de 1,5 metros aproximadamente.

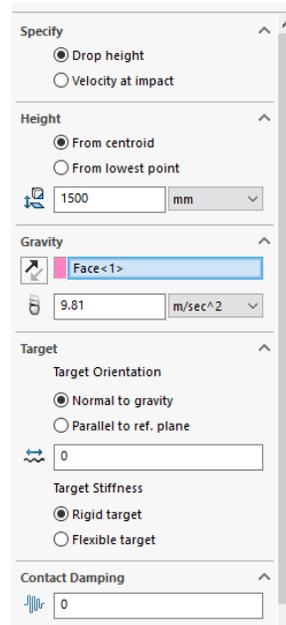


Figura 30 Configuración para realizar la simulación de la caída de la prótesis

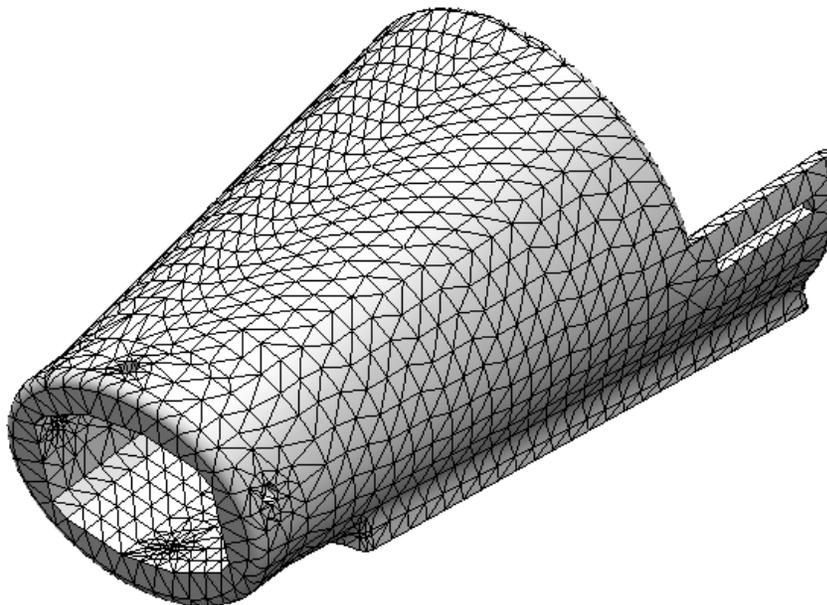


Figura 31 Malla generada en la simulación

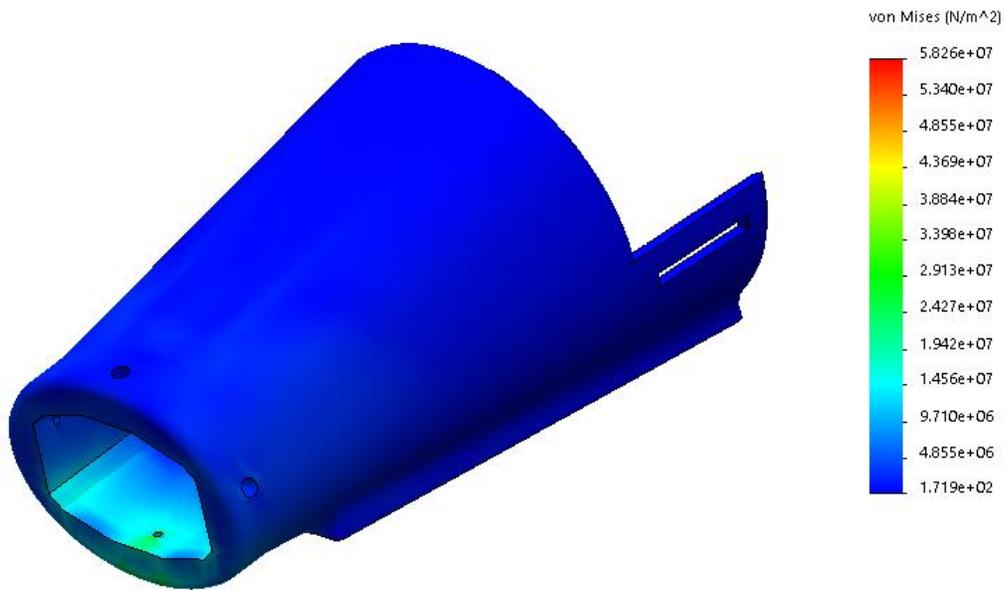


Figura 32 Análisis de Von Mises producido por la caída.

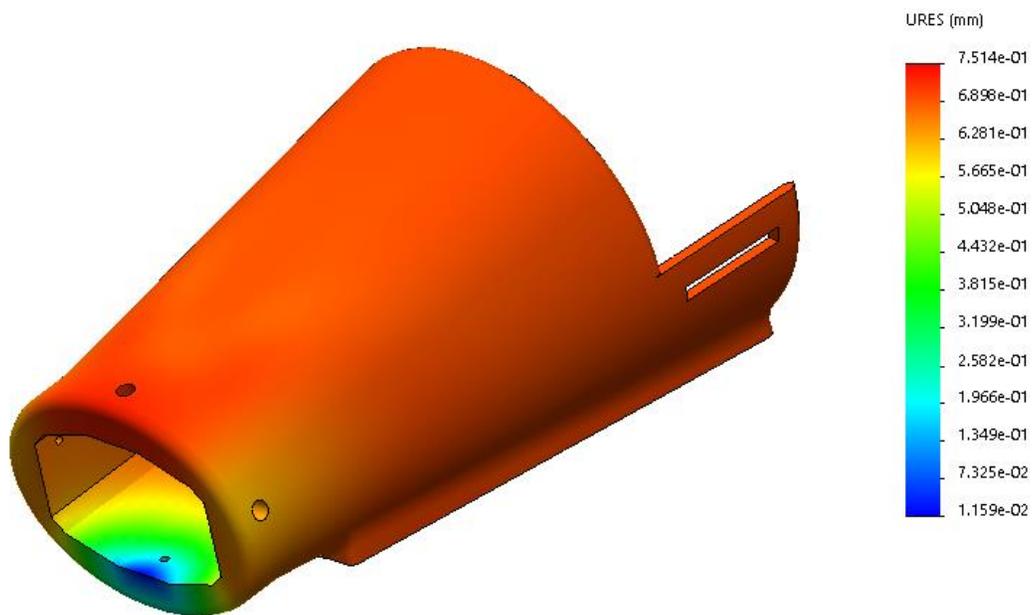


Figura 33 Deformación provocada por el impacto.



Figura 34 Factor de seguridad de diseño en cada punto de la estructura

3.6.2 Modificaciones electrónicas

Para el sistema es necesario la implementación de un nuevo circuito electrónico, este debe constar de dos partes: electrónica de la mano y electrónica del casco.

En la parte del casco 8 electrodos estarán dispersos por todo el casco en posiciones de acuerdo al sistema 10-20 anteriormente mencionado. Además 2 electrodos deben ser conectados a los lóbulos en las orejas, estos electrodos SRB Y BIAS sirven como referencia y polarización o conexión a tierra con rechazo de ruido en modo común.

La tarjeta de OpenBCI Cyton ubicada en la parte posterior del casco, es la encargada de recibir estas 10 señales y enviarlas por medio del módulo RFDuino que tiene incorporado hacia el Dongle USB que también posee uno de estos módulos.

Para energizar la Cyton se necesita de una fuente de corriente directa de 3 a 6 voltios, por este motivo se utilizará cuatro pilas AA que conectadas en serie entregan un total de 6 voltios, esta fuente de poder será conectada en la parte posterior de la tarjeta.

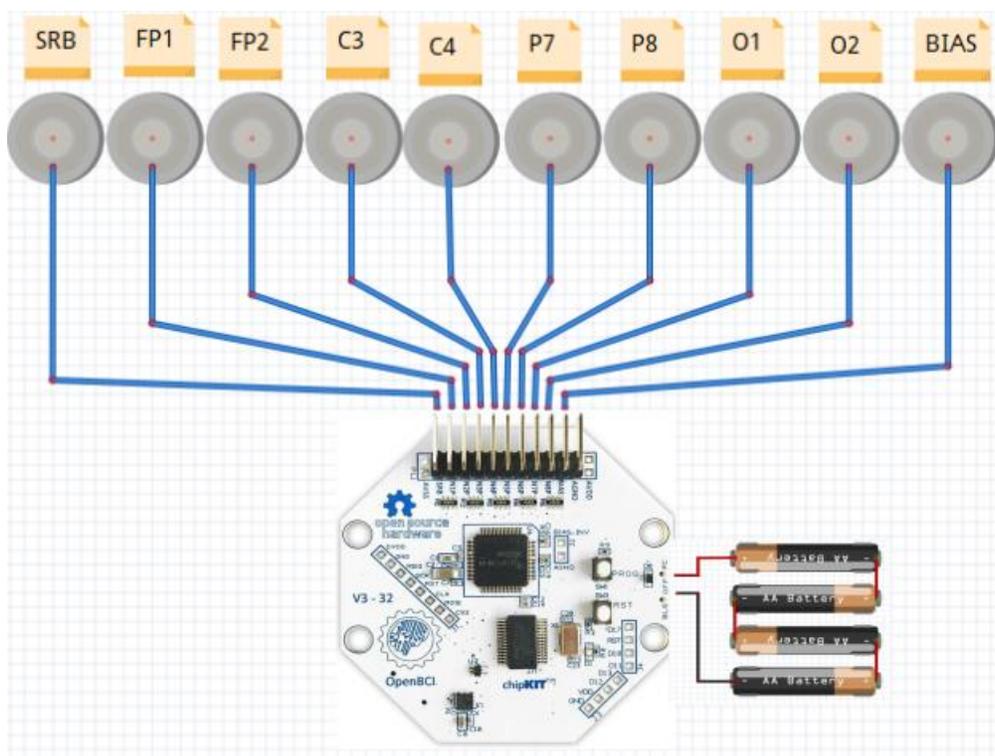


Figura 35 Conexión entre electrodos y Cyton

Los datos de los canales que han sido enviados por la tarjeta Cyton y recibidos a través del Dongle USB que está conectado directamente a la raspberry pi 3 model B+, son procesados en un script escrito en lenguaje de programación Python, el cual dará las ordenes de activación para los servomotores.

La alimentación del sistema está dada por una batería tipo Li-Po de dos celdas, por ende, para poder utilizar nuestra raspberry es necesario la aplicación de un regulador de voltaje que permita una salida constante de 5 V, para esto se ha implementado un módulo

regulador DC Lm 2596, el que nos permite regular un valor de salida de acuerdo a nuestras necesidades, y permite una corriente de hasta 3 A, suficiente para los requerimientos de la tarjeta.

Para tener un control sobre el sistema se añade un interruptor en la salida positiva de la batería, este nos permitirá encender y apagar el dispositivo de una manera cómoda ya que se encontrará ubicado una parte de fácil acceso en el antebrazo.

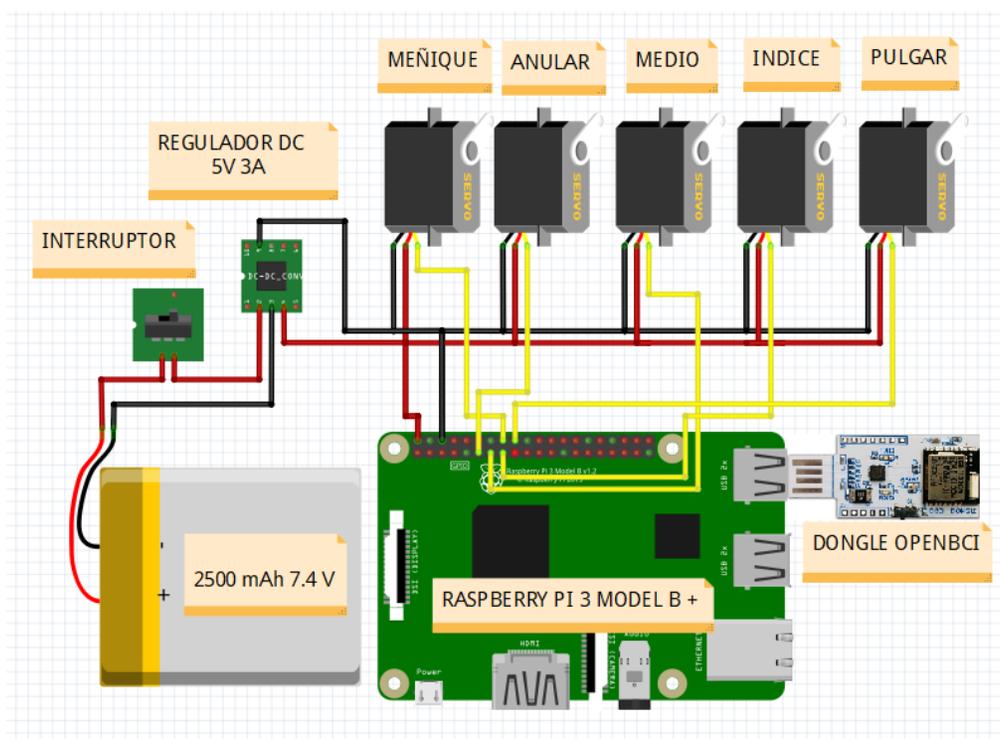


Figura 36 Diagrama de conexión en la mano

Con los elementos seleccionados y las modificaciones establecidas, el nuevo sistema se divide en dos etapas, la primera compuesta por el casco porta electrodos, que alojara la tarjeta cyton se coloca en la cabeza del usuario para extraer las señales producidas para enviarlas a la segunda etapa.

La segunda etapa consta de el acoplamiento de la raspberry pi en el antebrazo que en conexión con los actuadores ubicados en la mano permitirán el movimiento de nuestra mano.

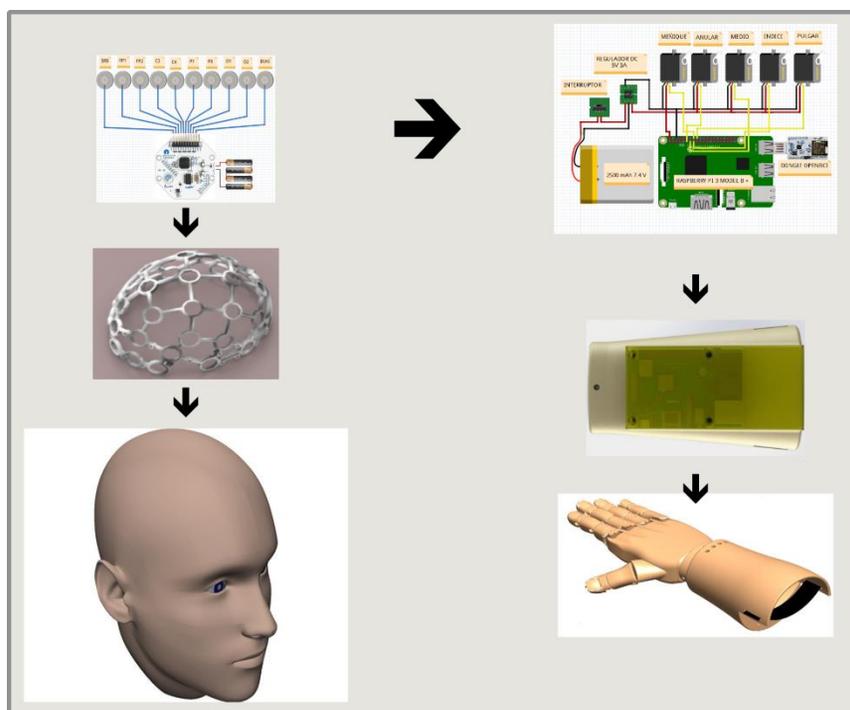


Figura 37 Esquema final del sistema

CAPÍTULO IV

IMPRESIÓN 3D, ENSAMBLAJE E IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR PARA LA MANIPULACION DE OBJETOS

4.1 Impresión 3D

El método para la producción del casco y antebrazo seleccionado ha sido el de impresión 3D por el proceso FDM, el material a usarse es PLA o ácido Poliláctico, un material que presenta buenas características mecánicas y buen desempeño para el proceso de fundición, además de ser un derivado de almidón de maíz, es biodegradable y no representa un factor negativo para el medioambiente.

Las impresiones se realizaron en una impresora Ender 3 de la marca Creality, esta impresora presenta un volumen de impresión de 220 x 220 x 250 mm y una precisión de impresión de +/- 0.1 mm.

4.1.1 Impresión y ensamblaje del Casco

De acuerdo al tamaño de la cabeza de un adulto el casco tendrá unas dimensiones de 260 cm de profundidad, 221 cm de ancho y 135 cm de altura.

A continuación, se detalla las dimensiones de la cabeza de 8 personas.

Tabla 8

Tamaño de cabeza de personas adultas

	1	2	3	4	5	6	7	8
Profundidad	250	256	255	258	245	251	256	245
ancho	213	218	218	220	209	215	217	210

El casco tiene un tamaño mayor a las dimensiones de las personas medidas, pero puede adaptarse a todas debido al sistema de rosca que presentan los electrodos.

Para la impresión del casco y debido a sus dimensiones fue necesario dividir el modelo en 4 secciones que luego de ser impresas deberán ser unidas para obtener la forma definitiva.

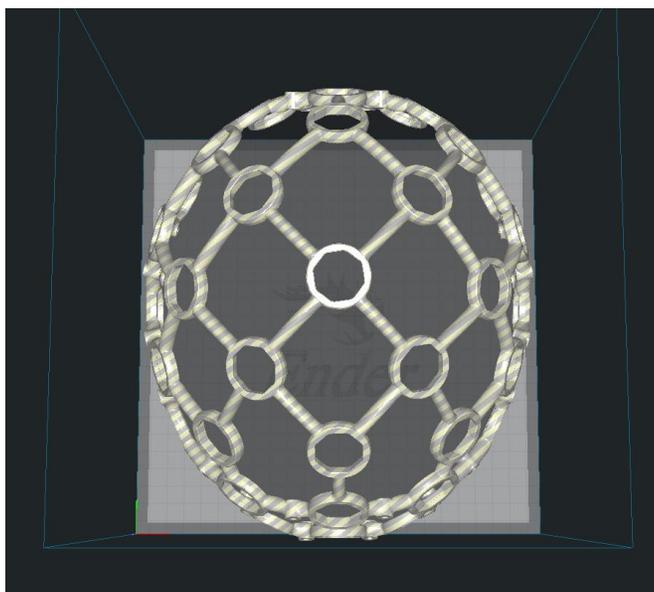


Figura 38 Modelo con dimensiones superiores a la capacidad de impresión

Para poder dividir el modelo se utilizó en el software de laminación Autodesk Meshmixer, una herramienta gratuita que nos permite realizar cortes manteniendo las dos partes resultantes.

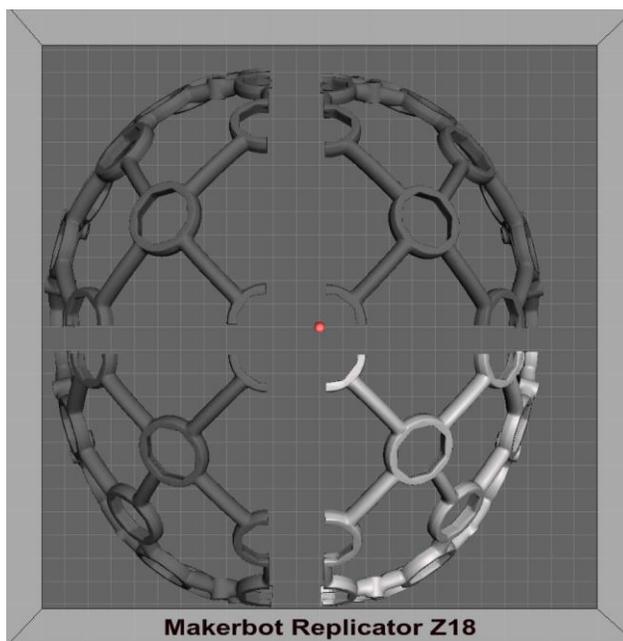


Figura 39 División de modelo en 4 partes para impresión

La generación de cuatro piezas a partir del modelo original facilita el proceso de impresión, al mismo tiempo reduce el material de aporte necesario, con los nuevos modelos generados se procede a imprimirlos.

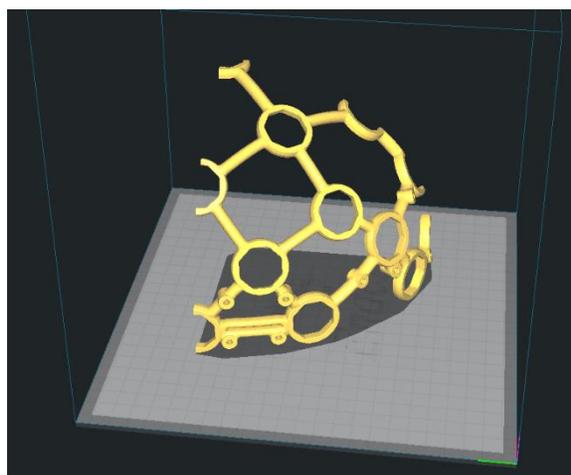


Figura 40 Parte 1/4 del modelo original

Una vez impresas las partes se retira el material de soporte con la ayuda de herramientas manuales como pinzas, después con una lija se retira cualquier hilo que haya quedado expuesto debido al proceso de fabricación y se lija fuertemente las partes que serán unidas para obtener la forma del casco.



Figura 41 Piezas impresas sin post procesamiento

Cuando se ha realizado el post procesamiento de las partes se unen con la ayuda de un pegamento a base de Cianoacrilato, ideal para este tipo de materiales, manteniéndolos a presión durante unos minutos.

Se procede a imprimir los soportes roscados que permiten la sujeción y regulación de los electrodos, estos soportes también deben ser adheridos al casco con el mismo método utilizado anteriormente.

También se debe imprimir el soporte de la tarjeta Cyton que será sujeto al casco con la ayuda de dos tornillos.



Figura 42 Casco armado

Después de tener el soporte armado se procede a colocar los electrodos y conectarlos con la tarjeta Cyton de acuerdo al diagrama presentado en el capítulo anterior. La tarjeta cyton se posiciona en la parte posterior del casco.

Se utilizan sujetadores para mantener los cables unidos al casco y evitar que los mismos estén sueltos y puedan desconectarse y generar ruido, así como también se agregan amortiguadores para brindar mayor comodidad al usuario.

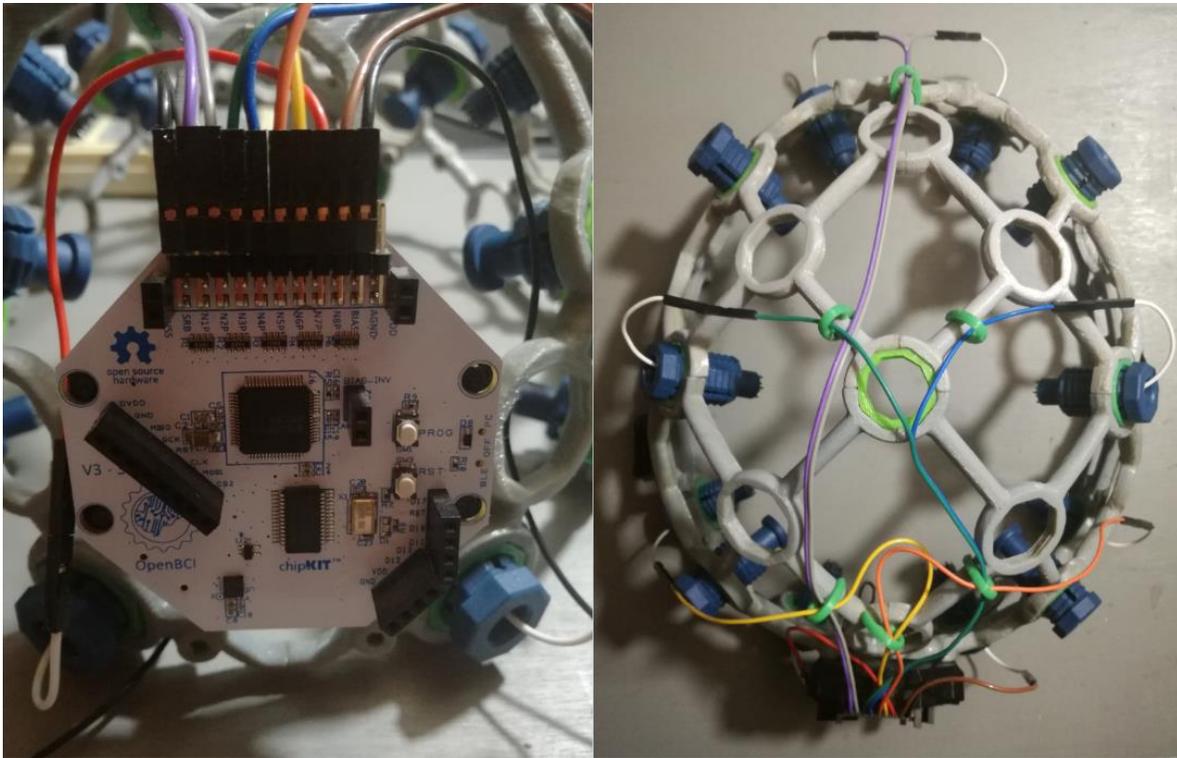


Figura 43 Casco completamente conectado

4.1.2 Impresión y ensamblaje del antebrazo

El diseño del antebrazo presenta tres partes que deben ser impresas por separado, estas son la estructura general del brazo, la tapa para la parte electrónica y la tapa para la batería.

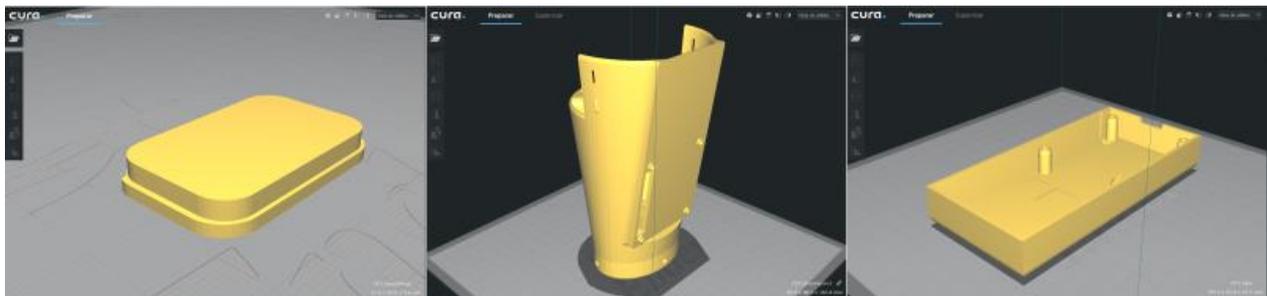


Figura 44 Partes listas para imprimir

La parte del antebrazo es la encargada de conectarse con la mano, albergar la batería tipo lipo y la tarjeta raspberry pi 3. Posee una abertura que permite la instalación de un switch para el encendido y apagado del sistema.

Una vez instalada la batería y sujeto el antebrazo con la mano mediante seis tornillos, se realizan las conexiones de la fuente de energía que permite el funcionamiento de la tarjeta, también los puertos GPIO encargado de las señales PWM encargadas del movimiento de los dedos. En uno de los puertos USB de la raspberry se conecta el Dongle de OpenBCI y se sujeta la tapa con tornillos M2.

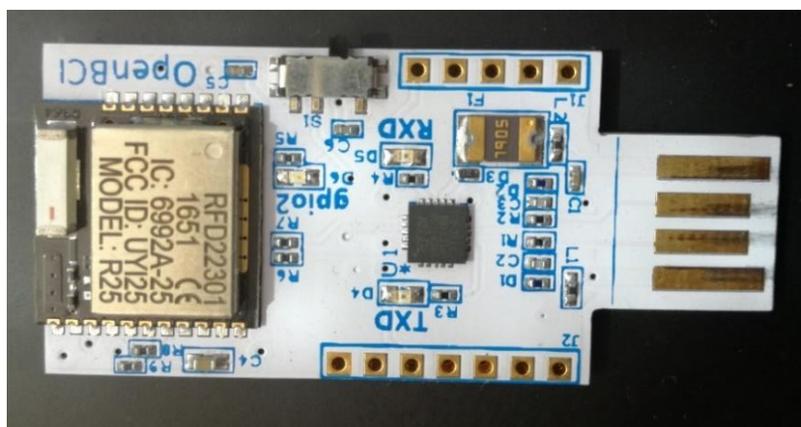


Figura 45 Dongle USB OpenBCI

Se aplica una cinta de velcro en la parte posterior del antebrazo. Existen dos ranuras para permitir la colocación de la cinta, la misma que permite sujetar el antebrazo del usuario ajustándolo a medida.



Figura 46 Antebrazo ensamblado

4.2 Desarrollo del controlador

En base al análisis realizado en el capítulo anterior, se utilizó una Raspberry Pi 3 Model B+, la cual utiliza el sistema operativo Raspbian, una versión de debían específica para Raspberry y que permite implementar el algoritmo en el lenguaje de programación Python

Para poder instalar Raspbian es necesario una tarjeta microSD de clase 10 para un mejor rendimiento, y la imagen del sistema operativo proporcionada por la página oficial de raspberry. (www.raspberrypi.org)

4.2.1 Descarga de Raspbian

La sección de descargas del sitio web de raspberry no ofrece diversas imágenes que pueden ser instaladas en la tarjeta.

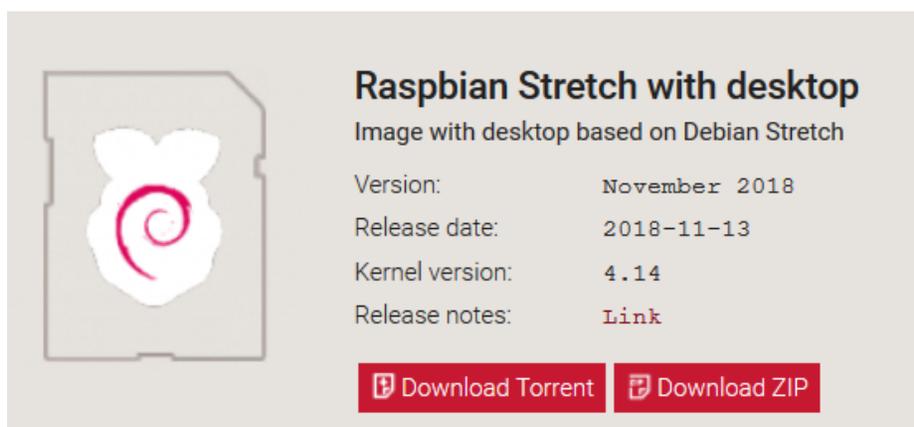


Figura 47 Versión disponible de Raspbian

Fuente: (www.raspberrypi.org)

Se seleccionó la imagen basada en debían stretch con la opción de escritorio, esta versión presenta una interfaz gráfica que hace más sencillo su utilización, en comparación con la versión sin escritorio, en la cual se debe realizar todos los procesos por medio del terminal.

4.2.2 Escribir la imagen en la microSD

La imagen contenida en el archivo comprimido proporcionado, utiliza el formato ZIP64, para lo cual es necesario una herramienta de descompresión capaz de admitir este formato, otro método para realizar escribir el SO es mediante la utilización del software Etcher, una herramienta gráfica multiplataforma para la escritura de tarjetas SD sin necesidad de descomprimir el archivo zip.

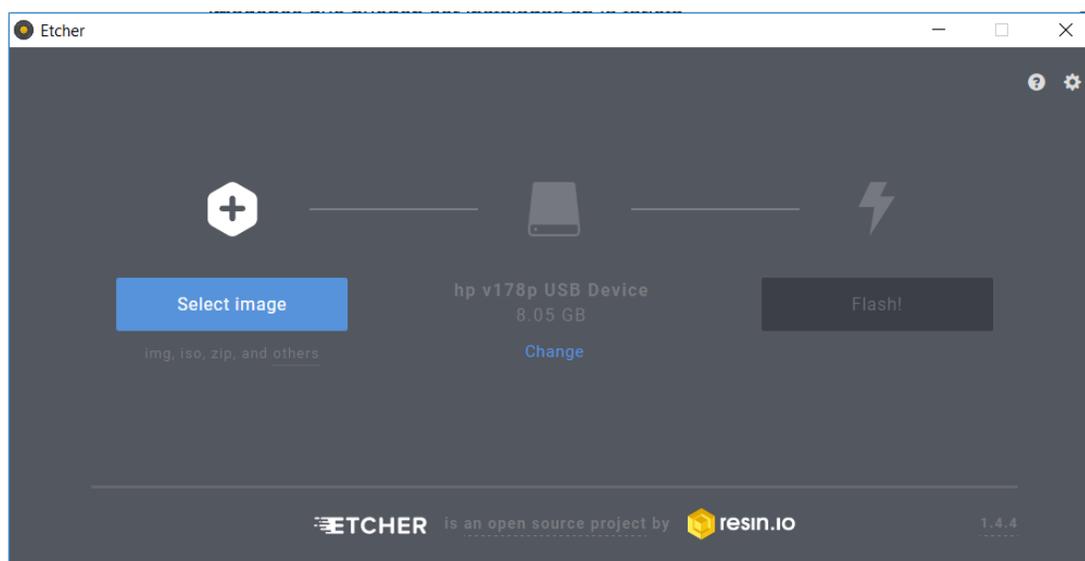


Figura 48 Interfaz software Etcher

Con el botón “select image” se procede a cargar el archivo .img o .zip de Raspbian, verificamos que la tarjeta SD esté conectada e identificada y damos click en el botón “flash” para comenzar a escribir los datos en la tarjeta SD.

4.2.3 Instalación de librería OpenBCI-Pyhton

Para esta aplicación se utilizó la versión 2.7 de pyhton. Existe disponible una biblioteca de software que permite trabajar con Python específicamente en hardware de OpenBCI, esta carpeta se encuentra en su repositorio digital de Github (https://github.com/OpenBCI/OpenBCI_Python)

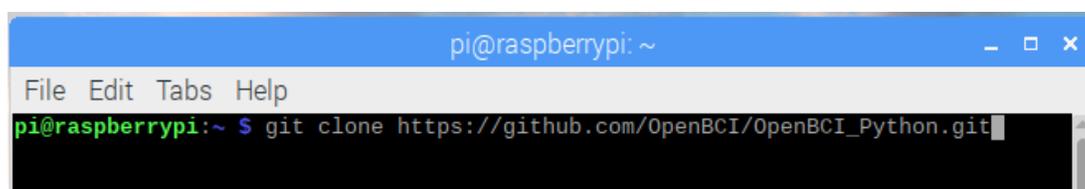


Figura 49 Comando para clonar la carpeta desde Github

La carpeta OpenBCI-python incluye la definición principal de la clase “openbci v3”, la misma que está encargada de crear una instancia de un objeto OpenBCI Board, la creación de este objeto permite iniciar la comunicación con la placa y prepara el entorno para la transmisión de datos

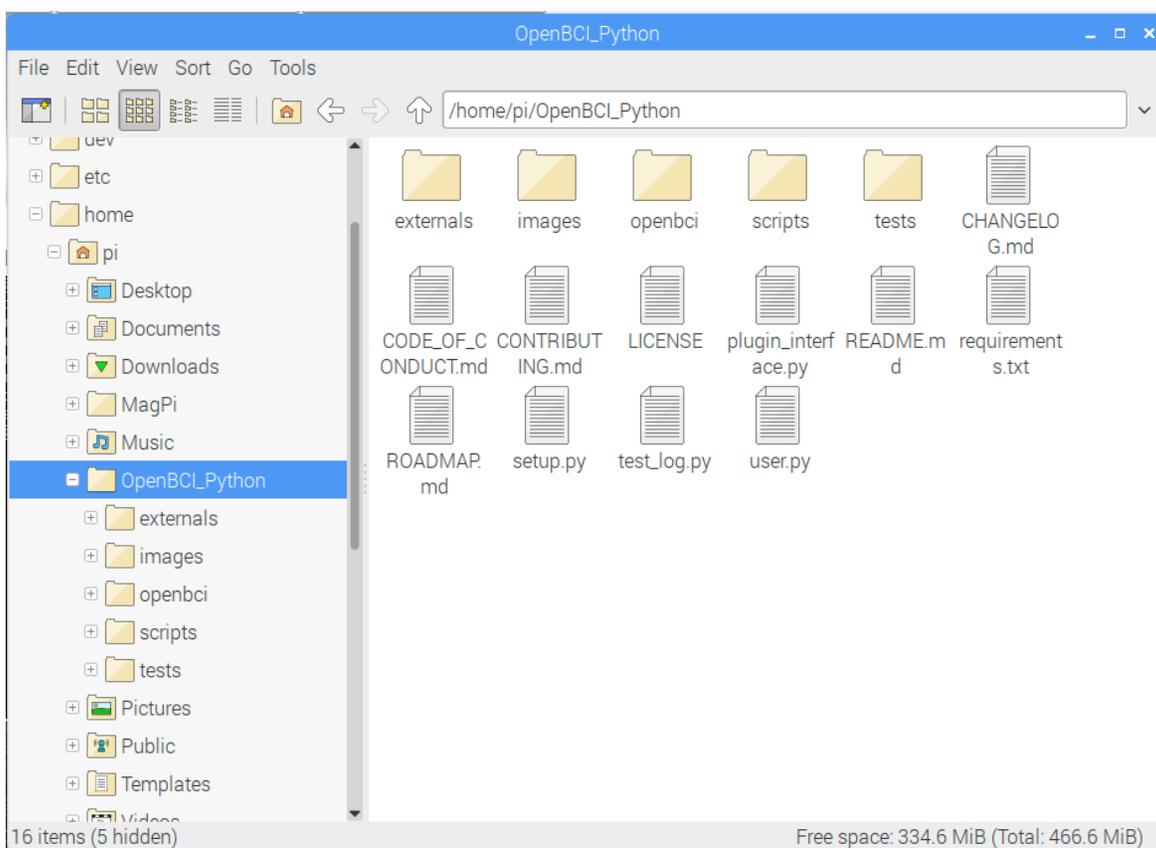


Figura 50 Carpeta OpenBCI-Pyhton

Es indispensable instalar varias dependencias adicionales a nuestro entorno de Python para lograr un correcto funcionamiento y comunicación con la tarjeta cyton de OpenBCI, el instalador de paquetes PIP es el encargado de gestionar la instalación de los recursos necesarios.

Todas las bibliotecas instaladas permiten diversas aplicaciones diferentes, en el caso de este proyecto no se utilizan todos los complementos, pero son instalados para facilitar futuras modificaciones

4.2.4 Librería Numpy

Es un paquete encargado de procesar arreglos multidimensionales, transformación de Fourier discreta, algebra lineal básica y generación aleatoria de números.

Versión instalada: 1.9.2

Comando: `sudo pip install numpy`

4.2.5 Librería Python-osc

Es una herramienta servidor – cliente escrita en Python puro

Versión instalada: 1.6.3

Comando: `sudo pip install Python-osc`

4.2.6 Librería pyserial

Este módulo está diseñado para facilitar la comunicación accediendo al puerto serie.

Versión instalada: 2.7

Comando: `sudo pip install pyserial`

4.2.7 Librería requests

Permite el envío de solicitudes Http orgánicas sin la necesidad de agregar cadenas de consulta a las URL

Versión instalada: 2.7.0

Comando: sudo pip install requests

4.2.8 Librería six

La biblioteca six es útil para la compatibilidad entre las versiones 2 y 3 de Python, este proporciona funciones de utilidad que permiten la atenuación de diferencias entre las dos versiones, de esta manera el código de un programa puede ser interpretado en cualquiera de las dos versiones.

Versión instalada: 1.9.0

Comando: sudo pip install six

4.2.9 Librería socketIO-client

Permite escribir código para un servidor socket.io

Versión instalada: 0.6.5

Comando: sudo pip install socketio-client

4.2.10 Librería wheel

Esta biblioteca implementa la referencia estándar de empaquetado de Wheel de Python, permite trabajar con archivos Wheel por línea de comandos.

Versión instalada: 0.24.0

Comando: `sudo pip install Wheel`

4.2.11 Librería Yapsy

La biblioteca yapsy implementa mecanismos básicos para integrar un grupo de complementos en aplicaciones más amplias, el principal objetivo es depender solo de las funcionalidades básicas para varios complementos.

Versión instalada: 1.11.23

Comando: `sudo pip install yapsy`

4.2.12 Librería xmldict

Permite trabajar con XML como si se estuviera trabajando con JSON

Comando: `sudo pip install xmldict`

4.2.13 Librería Pylsl

Lab Streaming Layer (LSL) es una herramienta que permite en tiempo real el intercambio de series de tiempo entre varias aplicaciones.

Versión instalada: 1.10.4

Comando: `sudo pip install pylsl`

La biblioteca pylsl disponible en el índice de paquetes de Python (Pypi) y que se instala mediante el comando “pip”, no presenta compatibilidad con el sistema operativo Raspbian, y la versión de Python 2.7, utilizados en este trabajo.

	macOS 10.6+	manylinux i686	manylinux x86_64	Windows 32bit	Windows 64bit
Python 2.7	✓			✓	✓
Python 3.4	✓			✓	✓
Python 3.5	✓		✓	✓	✓
Python 3.6	✓		✓	✓	✓
Python 3.7	✓		✓	✓	✓

Figura 51 Tabla de compatibilidad de Pylsl

Fuente: (<https://pypi.org/project/pylsl/>)

En este caso al no ser compatible, se debe buscar o construir una biblioteca compartida compatible con las características de nuestro sistema, se logró encontrar una biblioteca compartida en el repositorio github de Naoto Hiéda (<https://github.com/micuat>), la misma que es compatible y funciona correctamente.

4.3 Adquisición de datos

Para comprobar una correcta conexión y que los datos recolectados por el sistema embebido cyton y enviados a través del dongle USB sean receptados correctamente en la tarjeta raspberry se realizó un script capaz de activar la comunicación y recibir los datos en tiempo real de cada canal.

En la primera parte de nuestro script importamos el módulo sys, y agregamos la ruta de la carpeta OpenBCI-Python, en donde se encuentra cyton.py, el cual permite la comunicación con la tarjeta instalada en el casco, además, importamos los registros y el tiempo.

```
import sys; sys.path.append('/home/pi/Desktop/OpenBCI_Python-master')
from openbci import cyton as bci
import logging
import time
```

Se define una función llamada printData, la cual permite visualizar el valor en de voltaje presente en cada canal, así como los datos auxiliares del acelerómetro y el número de muestra de cada dato obtenido.

```
def printData(sample):
    print("-----")
    print("%f" %(sample.id))
    print(sample.channel_data)
    print(sample.aux_data)
    print("-----")
```

En la parte final del script se define el puerto USB en el cual está conectado el dongle, se establece la velocidad de conexión en 115200 baudios, también se establece la tarjeta cyton, cuando la conexión inicie, en la pantalla se imprime “iniciando tarjeta”.

Se escribe de manera sería el carácter 'v' para reiniciar la tarjeta de 32 bits (cyton) y se inicia la transmisión e impresión de los datos en la consola.

```
if __name__ == '__main__':  
    port = '/dev/ttyUSB0'  
  
    baud = 115200  
  
    logging.basicConfig(filename="pruebas.log",format='%(asctime)s -%(levelname)s  
: %(message)s',level=logging.DEBUG)  
  
    logging.info('-----captando datos-----')  
  
    board=bci.OpenBCICyton(port=port,scaled_output=False, log=True)  
    print("iniciando tarjeta")  
  
    board.ser.write('v')  
  
    time.sleep(10)  
  
    board.start_streaming(printData)  
  
    board.print_bytes_in()
```

Para correr el script en el terminal se accede a la carpeta en la que este se encuentra, para este caso es OpenBCI_Python-master, para ejecutarlo se debe escribir el comando `sudo Python raspy_ser.py`.

El comando `sudo` permite ejecutar como súper usuario, mientras que la palabra `Python` es interpretada como una orden para correr Python 2.7, (para correr en la versión de Python 3.5, el comando es `python3`), y por último se escribe el nombre del script, seguido de la extensión `'.py'` la que indica que es un programa escrito en Python.

```

pi@raspberrypi:~/Desktop/OpenBCI_Python-master $ sudo python raspy_ser.py
Connecting to V3 at port /dev/ttyUSB0
Serial established..
◆OpenBCI V3 8-16 channel
On Board ADS1299 Device ID: 0x3E
LIS3DH Device ID: 0x33
Firmware: v3.1.1
$$$
iniciando tarjeta

```

Figura 52 Inicialización del script

Al correr el programa el encabezado establecido muestra el estado de la conexión, entre estos datos mostrados están la tarjeta a con la que se está estableciendo la conexión y el puerto por el cual se estableciendo la conexión serial.

Se imprime también la tarjeta, el ADC que esta implementado y la versión de firmware que el microcontrolador lleva cargado; si la conexión se ha dado con éxito se puede observar “iniciando tarjeta” y la transmisión de datos iniciara.

```

196.000000
[-343791, -353100, -330117, -329492, -4626232, -1923079, -5553397, -7480172]
[0, 0, 0]
-----
197.000000
[-326152, -335164, -326860, -325846, -4617925, -1929324, -5555670, -7489146]
[0, 0, 0]
-----
198.000000
[-300998, -313365, -315879, -317629, -4611848, -1941215, -5563270, -7501772]
[0, 0, 0]
-----

```

Figura 53 Impresión de valores recibidos

Como se ha mencionado anteriormente primero se imprime el número de muestra, seguido de un arreglo que tiene los valores de voltaje de cada uno de los 8 electrodos y por último los valores del acelerómetro.

Con la ejecución de este primer script se ha logrado obtener una conexión serial entre la raspberry ubicada en la mano y la cyton instalada en el casco, la que nos permite recibir los valores de cada electrodo para poder utilizarlos para nuestro objetivo.

4.4 Análisis de señales

Los electrodos implementados son ocho y se encuentran ubicados en las posiciones Fp1, Fp2, C3, C4, P7, P8, O1, O2, de acuerdo al sistema internacional 10 – 20 y son identificados para nuestro sistema como 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 y 8 respectivamente.

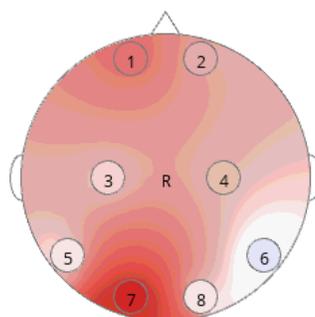


Figura 54 Distribución de los electrodos en la cabeza

A partir de los datos de la actividad presente en las personas analizadas se pudo identificar una mayor actividad en los electrodos 1, 2, 3 y 4. Se implementa el control basado en la actividad de estas cuatro señales.

Para poder tener en claro la manera en que se utilizaran los datos obtenidos, se realizó un análisis para visualizar de mejor manera como se comportan las señales que están llegando, para esto fue necesario la utilización del software de OpenBCI.

El OpenBCI_GUI es una interfaz gráfica predeterminada para poder visualizar, grabar y transmitir datos de las tarjetas de OpenBCI, ha sido implementado bajo lenguaje de programación Java. Para poder trabajar en un ordenador con esta aplicación es necesario tener instalados los controladores FTDI, debido al chip FTDI presente en el Dongle USB.

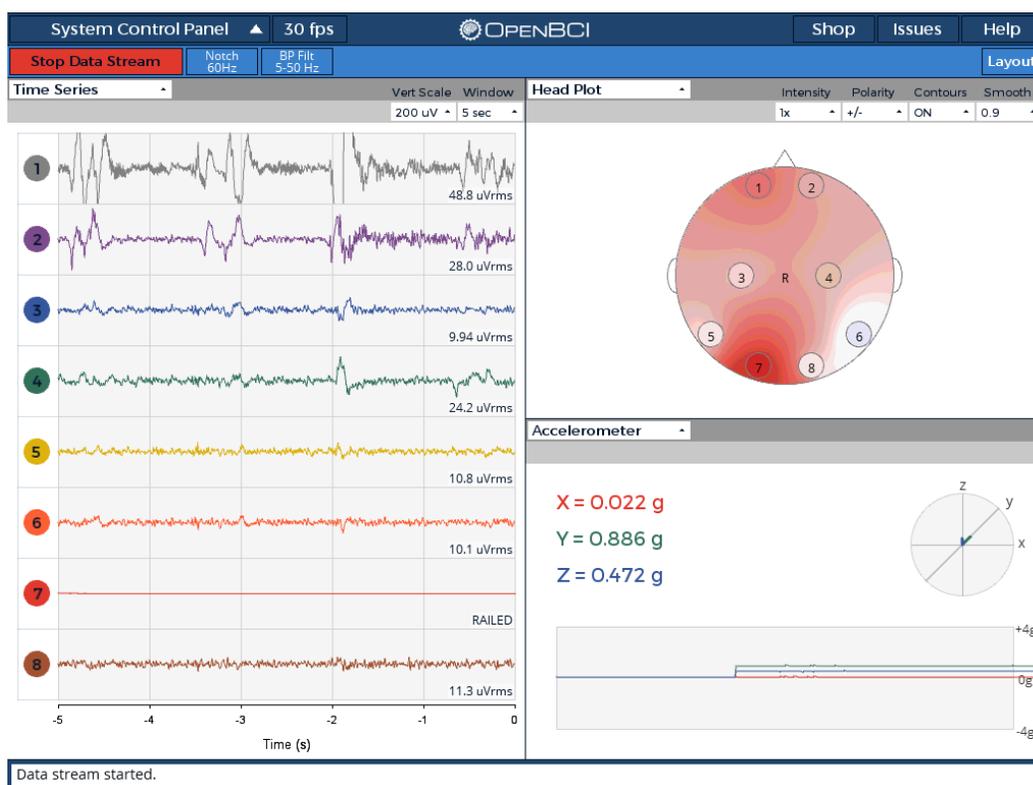


Figura 55 Interfaz OpenBCI_GUI

Mediante la utilización del software es posible identificar visualmente la correcta ubicación de los electrodos posicionados en la cabeza del usuario, esto es posible con los datos obtenidos e impresos en el terminal de Raspbian, una herramienta grafica facilita esta verificación considerablemente.

También fue utilizado para grabar varios sets de datos de la actividad realizada y analizarlas de manera offline, ya que en tiempo real es complicado la visualización del comportamiento de las señales.

Para analizar los datos las muestras fueron tomadas en los electrodos fp1 y fp2, de los canales uno y dos, en los cuales se registra un mayor nivel de actividad al cerrar o abrir los ojos.

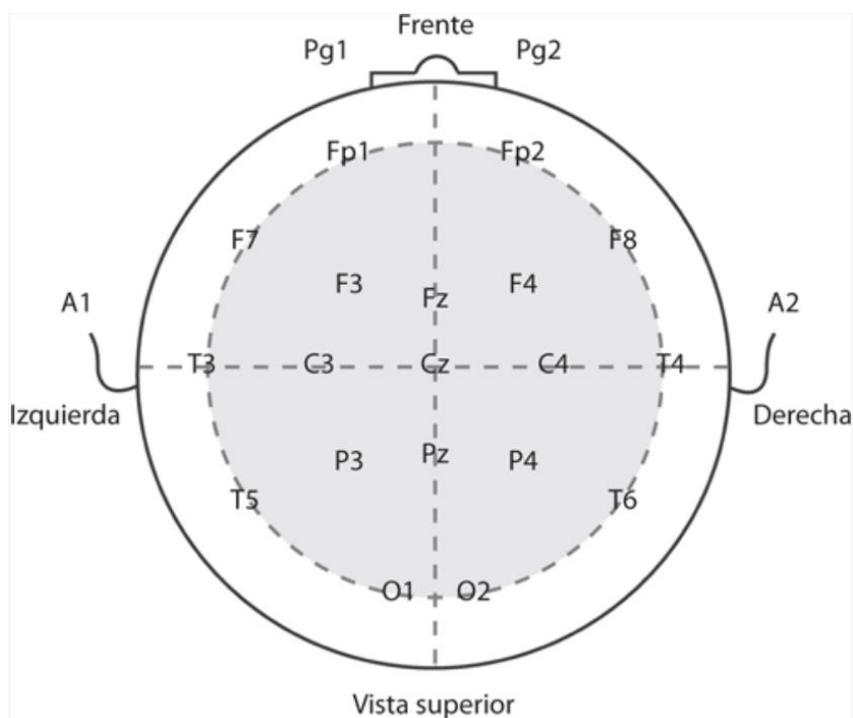


Figura 56 Posicionamiento de los electrodos de acuerdo al sistema 10 – 20

Fuente: (Pita Fernández & Pértega Díaz, 2010)

Cuando se analiza el dataset guardado en la GUI de OpenBCI, se evidencian las intenciones de pestañeo, sin embargo, existe mucho ruido.

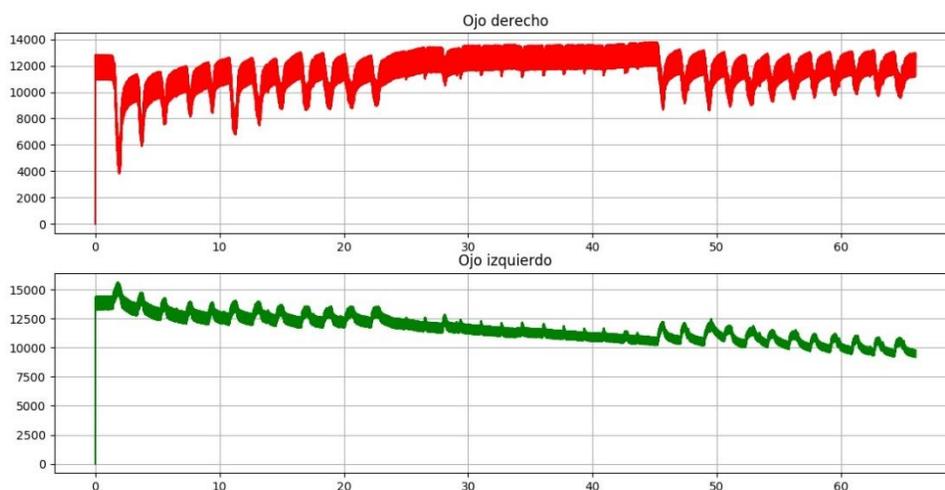


Figura 57 Gráfica de datos tomados de electrodos 1 y 2 con pestañeos

Además, al realizar un análisis en frecuencia es posible apreciar una gran presencia de datos con una frecuencia de 60 Hz, lo cual es ruido debido a la frecuencia de la red eléctrica domestica

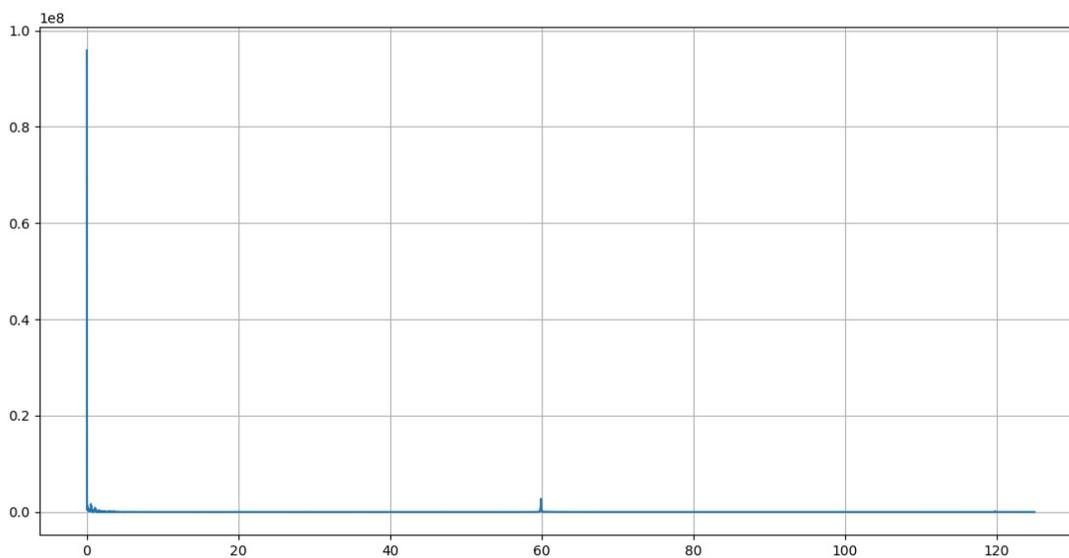


Figura 58 Análisis de frecuencia de señal original

Se procede entonces a realizar un filtrado de las señales para obtener una mejor interpretación y establecer una línea base en cero. De esta manera la forma característica del pestañeo es claramente apreciable.

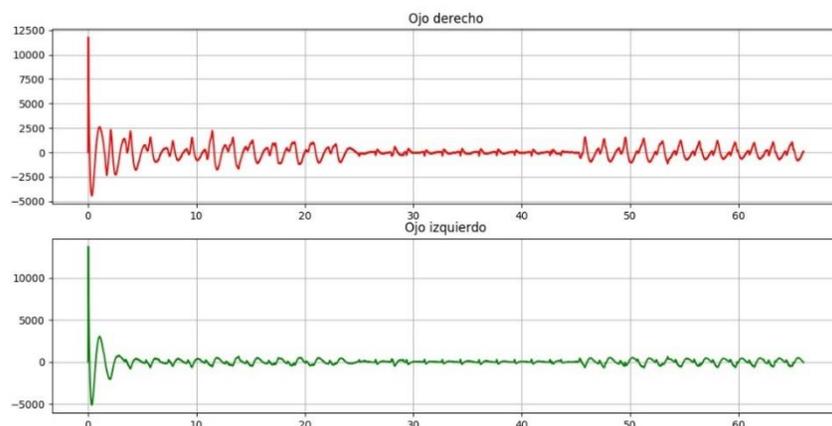


Figura 59 Señal original filtrada

Con la señal filtrada y los movimientos oculares fácilmente apreciables, se realiza el análisis en frecuencias, en la misma se observó una atenuación leve en la frecuencia de 60 Hz, y un aumento claramente notorio en las frecuencias bajas, donde se encuentran las ondas delta, theta y alfa.

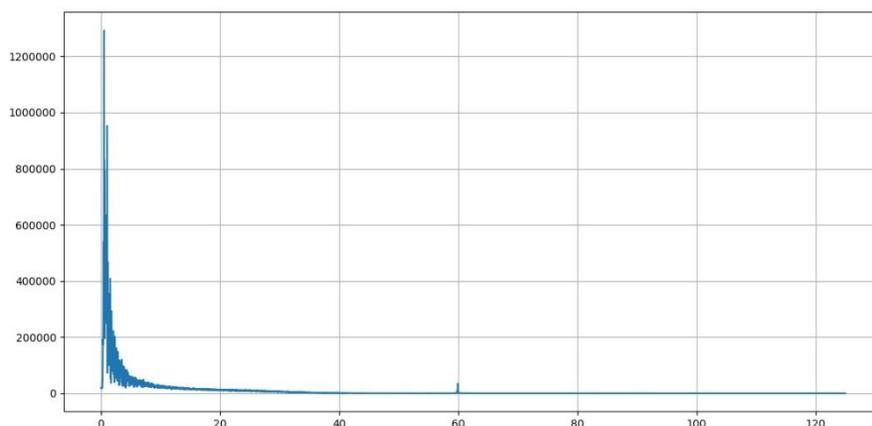


Figura 60 Análisis de frecuencia en señal filtrada

Después de obtener resultados satisfactorios con los datos guardados, es necesario verificar si el filtrado antes aplicado puede ser implementado en tiempo real, para esto se emula un sistema en el cual los datos antes obtenidos son interpretados como si estuvieran llegando constantemente desde la placa Cyton, a estos datos se aplica el filtrado, para identificar los picos generados por los pestañeos, con base en estos picos identificados se puede partir para la activación de los servomotores lineales.

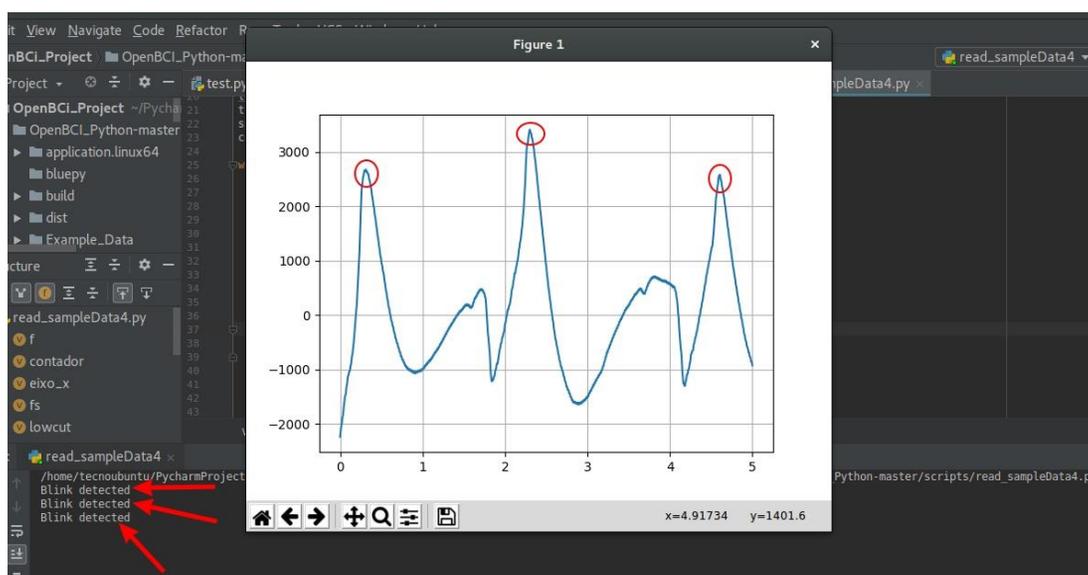


Figura 61 Identificación de picos en pestañeo

El emulador realiza, el trabajo requerido, ahora es necesario llevarlo al sistema real, para poder establecer un setpoint de detección de pestañeo es importante visualizar los valores que alcanzan los canales, esto es complicado debido a que el programa realiza la impresión de datos con cada actualización, por ende es casi imposible percibir los valores pico pues los números cambian rápidamente, para esto se tomó una nueva

muestra o dataset, pero en este caso directamente desde nuestra tarjeta raspberry, puesto que el primer dataset fue tomado con la ayuda del software OpenBCI_GUI.

El archivo de texto generado por nuestro código de Python, lo podemos utilizar para graficar los datos y visualizar los valores pico generados.

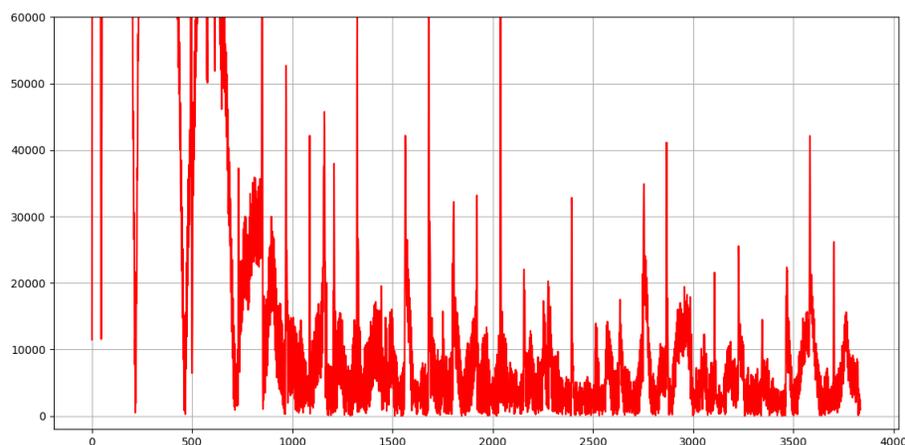


Figura 62 Gráfica de datos generados con Python

En nuestra impresión se puede identificar que los valores alcanzados con el cerrar voluntario de los ojos varían entre los 40000 y 50000 microvoltios, a partir de esto se puede variar los valores en el código de Python para poder obtener los valores precisos para la activación de los servomotores.

4.5 Control de servomotores

Con los valores pico identificados, se probó el nuevo script que permite la identificación del pestañeo en tiempo real.

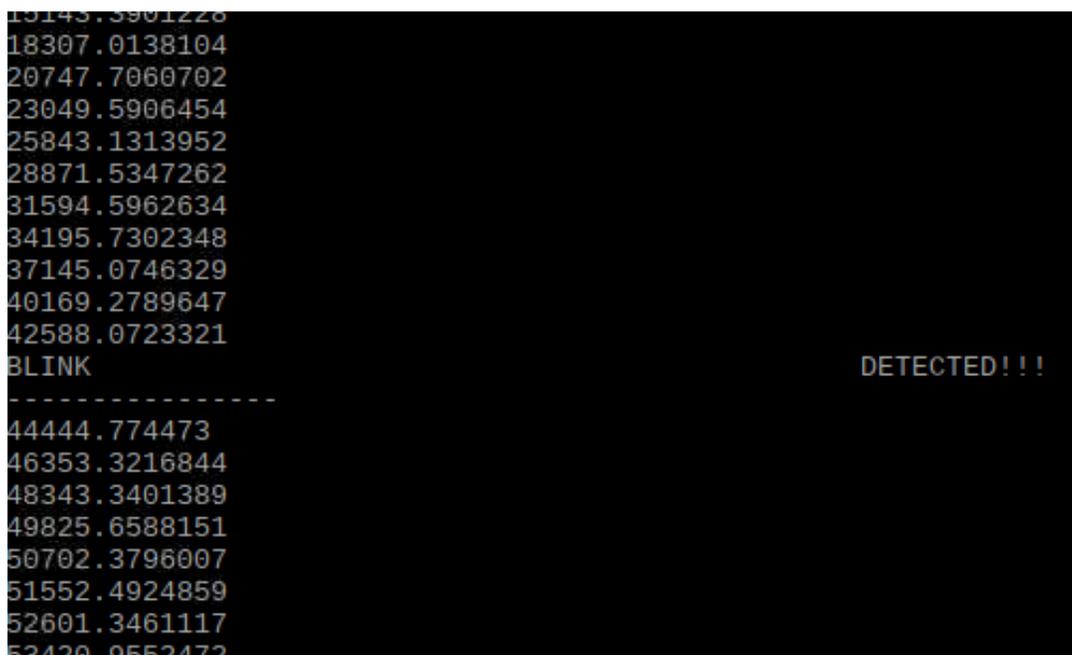


Figura 63 Detección de pestañeos en tiempo real

Una vez probado el detector de pestañeos se establece la lógica de funcionamiento del control. necesario determinar las salidas a utilizarse para mover los servomotores ubicados en la mano y que darán movimiento a cada uno de los dedos.

Los movimientos establecidos para la manipulación de objetos son: gancho, pinza y cilindro. A continuación, se detalla la característica de activación de cada uno.

- Gancho: cierre del ojo derecho
- Pinza: cierre del ojo izquierdo
- Cilindro: cierre de ambos ojos
- Apertura: elevación de cejas

Las frecuencias permitidas para la activación están entre 8 y 30 Hz abarcando las ondas alfa y beta, esto permite que la activación de los movimientos se dé cuando el usuario del sistema se encuentre en un estado de calma y concentración en la actividad realizada.

Las salidas de activación esta definidas en los puertos GPIO 23, 17, 27, 22 y 24 de la tarjeta raspberry pi.

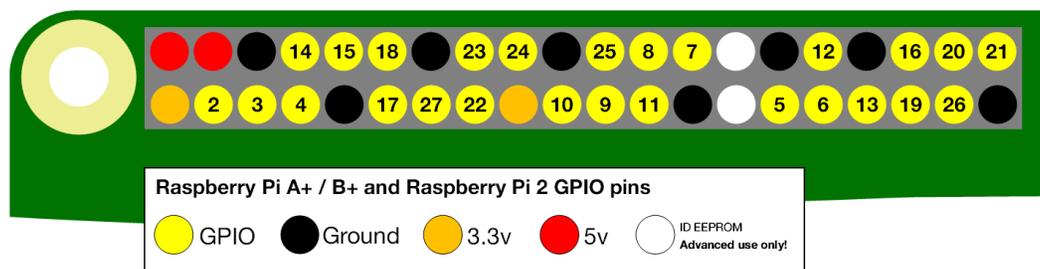


Figura 64 Distribución GPIO raspberry pi 3 Model B+

Fuente: (www.raspberrypi.org)

La distribución de los pines con los servomotores se detalla en la siguiente tabla

Tabla 9

Distribución GPIO

GPIO	PIN	DEDO
23	16	Meñique
17	11	Anular
27	13	Medio
22	15	Índice
24	18	Pulgar

Para poder utilizar los puertos de salida es necesario declararlos en el programa:

servoPIN1 = 23

servoPIN2 = 17

servoPIN3 = 27

servoPIN4 = 22

servoPIN5 = 24

Según las especificaciones de los servomotores lineales, la frecuencia con la que trabajan es de 50 Hz, se establece esta frecuencia para la señal PWM generada para su activación.

```
p1 = GPIO.PWM(servoPIN1, 50)
```

```
p2 = GPIO.PWM(servoPIN2, 50)
```

```
p3 = GPIO.PWM(servoPIN3, 50)
```

```
p4 = GPIO.PWM(servoPIN4, 50)
```

```
p5 = GPIO.PWM(servoPIN5, 50)
```

El ciclo máximo de trabajo es de 20ms, teniendo que con 1ms los servomotores estarán totalmente extendidos, y con 2ms totalmente retraídos, para poder ingresar estos valores en el código, es necesario ponerlos en valores de porcentaje, dando un valor de 5% para la extensión total y 10 % para la retracción total.

Para la posición inicial del sistema todos los actuadores estarán totalmente extendidos es decir al 5%, pero para evitar ruido es recomendable utilizar un valor inferior, algunos fabricantes recomiendan un valor de cero, pero en nuestro caso un valor de 2.5 % es suficiente.

```
p1.start(2.5)
```

```
p2.start(2.5)
```

```
p3.start(2.5)
```

```
p4.start(2.5)
```

```
p5.start(2.5)
```

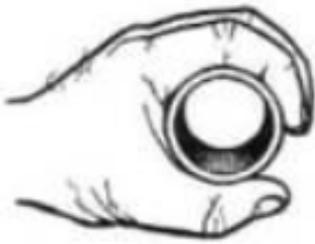
Una vez establecidos los canales para activar los servomotores, se debe realizar la lógica que permita el movimiento o activación de los mismos, para esto se ha aplicado una etapa de filtrado mediante un filtro Butter de tipo pasabanda, el mismo que limitara solo el paso a frecuencias entre 7 Hz y 14 Hz, ancho de banda en la que se encuentran las ondas alfa, características cuando la persona presenta un alto nivel de relajación y enfoque en la actividad que se encuentra realizando, además de que aumentan al cerrar los ojos.

Para los movimientos de cilindro, pinza y gancho, y debido al aumento característico de las ondas alfa al cerrar los ojos, se utilizarán parpadeos para mover gradualmente los dedos dependiendo de cada movimiento.

En la siguiente tabla se detallan los dedos y su posición de acuerdo al tipo de movimiento requerido.

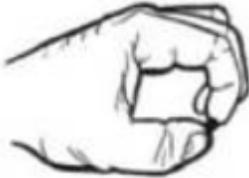
Tabla 10

Movimientos y dedos que intervienen

Movimiento	Dedos que intervienen	Ilustración
Cilindro	-Pulgar -Índice -Medio -Anular -Meñique	

CONTINÚA



Pinza	-Pulgar -Índice	
Gancho	-Índice -Medio -Anular -Meñique	

Para realizar los movimientos se identifican los picos generados por el cerrar de los ojos de acuerdo a las repeticiones el grado de cierre aumenta, y para abrir la mano independientemente de la posición en la que se encuentre, se necesita la apertura forzada de los mismos. Para estos movimientos se utilizan principalmente los electrodos N1P, N2P, N3P, N4P, ubicados en las posiciones FP1, FP2, C3 y C4 respectivamente, se ha escogido estos canales debido a la mayor actividad que presentan, esto facilita la percepción de los datos y el procesamiento para lo requerido.

4.6 Tipos de movimientos realizados

4.6.1 Cilíndrico

Para este movimiento es necesario la aplicación de los cinco dedos de la mano, el movimiento en este tipo de acción será igual para cada uno de los dedos, es decir los dedos se abren o cierran con el mismo valor en el PWM, y por consiguiente la misma distancia que recorre el actuador lineal.



Figura 65 Agarre cilíndrico

4.6.2 Gancho

El movimiento de gancho principalmente utilizado para sostener objetos suspendidos, tiene la misma lógica utilizada en el movimiento cilíndrico, con la excepción del dedo pulgar que permanece en todo momento abierto.

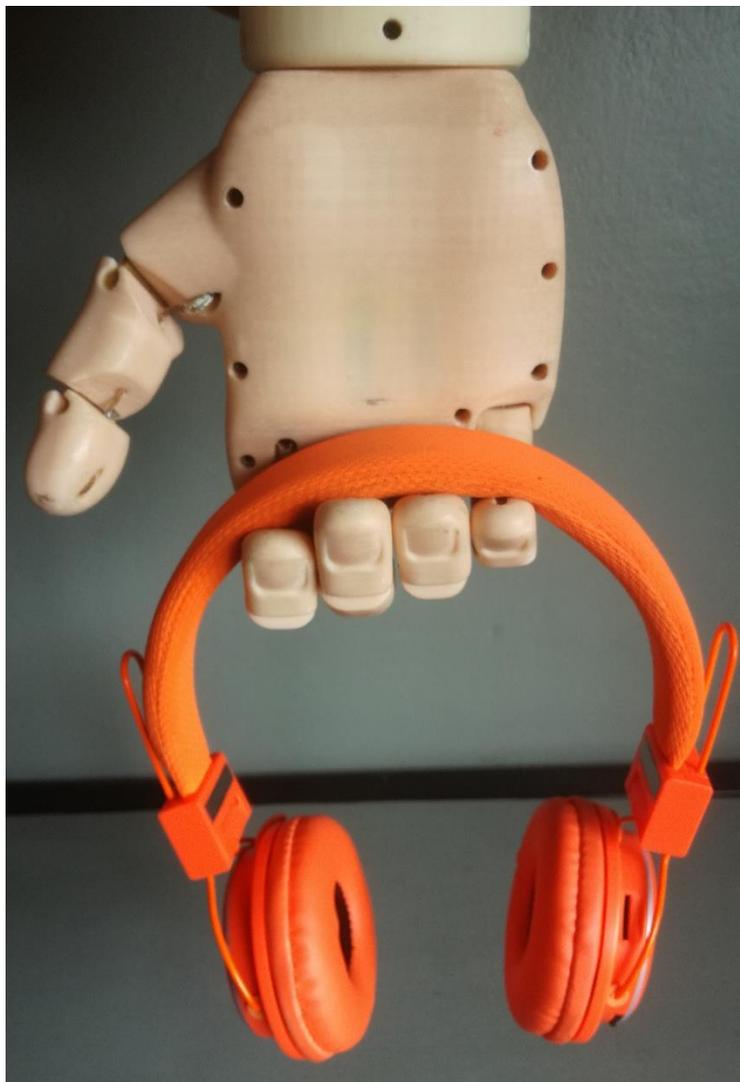


Figura 66 Agarre de gancho

4.6.3 Pinza

Este tipo de agarre necesita solamente la activación de 2 servomotores, y es utilizado principalmente para la manipulación de objetos pequeños, para este caso los movimientos se darán en los dedos índice y pulgar, los tres dedos restantes se mantendrán extendidos todo el tiempo.



Figura 67 Agarre de pinza

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

Una vez concluido el ensamblaje y programación del sistema en su totalidad, se procede a la etapa de pruebas, para poder corroborar el correcto funcionamiento de acuerdo a los distintos movimientos establecidos anteriormente.

5.1 Prueba de agarre de pinza

En la prueba de agarre de pinza se utilizaron 5 objetos de diferentes morfologías y texturas, con cada objeto se realizaron 15 pruebas y 15 pruebas solo con el movimiento, es decir sin la manipulación de objetos. La prueba fue realizada por dos personas distintas, pero con los mismos objetos.

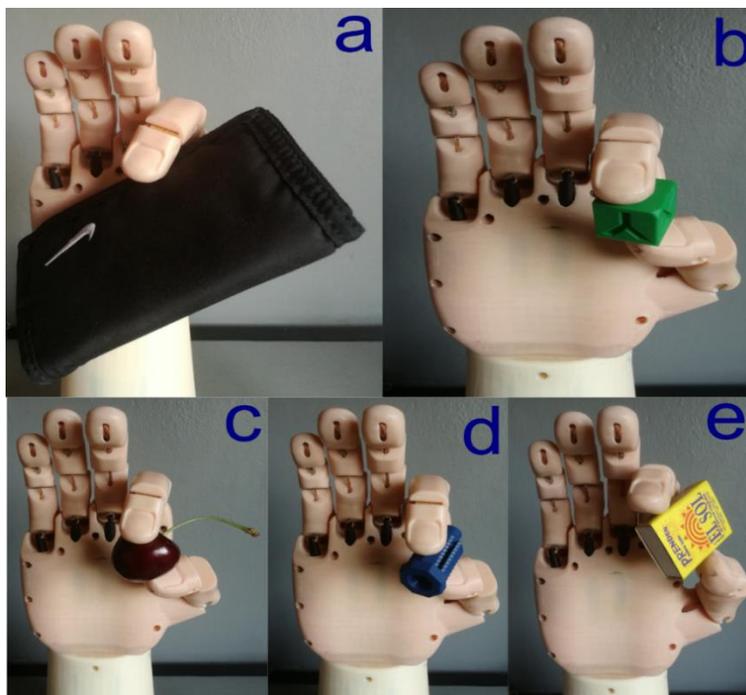


Figura 68 pruebas de agarre de pinza

Se detallan los resultados de las pruebas en las siguientes tablas.

Tabla 11

Pruebas de agarre de pinza individuo # 1

	Objeto	Dimensiones (mm)	Aciertos	Fallos	Total
a	Billetera	90 x 130 x 25	15	0	15
b	Cubo	20 x 20 x 20	15	0	15
c	Cereza	Diámetro = 30	15	0	15
d	Pieza roscada	Diámetro = 18 x 43	11	4	15
e	Caja de fósforos	42 x 12 x 33	15	0	15
f	Sin objeto		15	0	15

Tabla 12

Pruebas de agarre de pinza individuo # 2

	Objeto	Dimensiones (mm)	Aciertos	Fallos	Total
a					
b	Cubo	20 x 20 x 20	15	0	15
c	Cereza	Diámetro = 30	14	1	15

CONTINÚA



d	Pieza roscada	Diámetro = 18 x 43	13	2	15
e	Caja de fósforos	42 x 12 x 33	14	1	15
f	Sin objeto		14	1	15

Análisis: el control del movimiento para agarre de gancho es apto para la manipulación de objetos, es necesario tener en cuenta que en el trabajo de titulación en el que se desarrolla la parte mecánica de la mano, se recomienda una inclinación de 30 grados en la mano para poder lograr de mejor manera el agarre. El mayor error presente se encuentra en la manipulación de la billetera con 4 fallas, esto debido a las características físicas del propio objeto.

5.2 Prueba de agarre de cilindro

Del mismo modo que en la primera prueba se tomaran 5 objetos de diferentes formas y dimensiones para poder evaluar el agarre, también participaran dos personas en las pruebas.

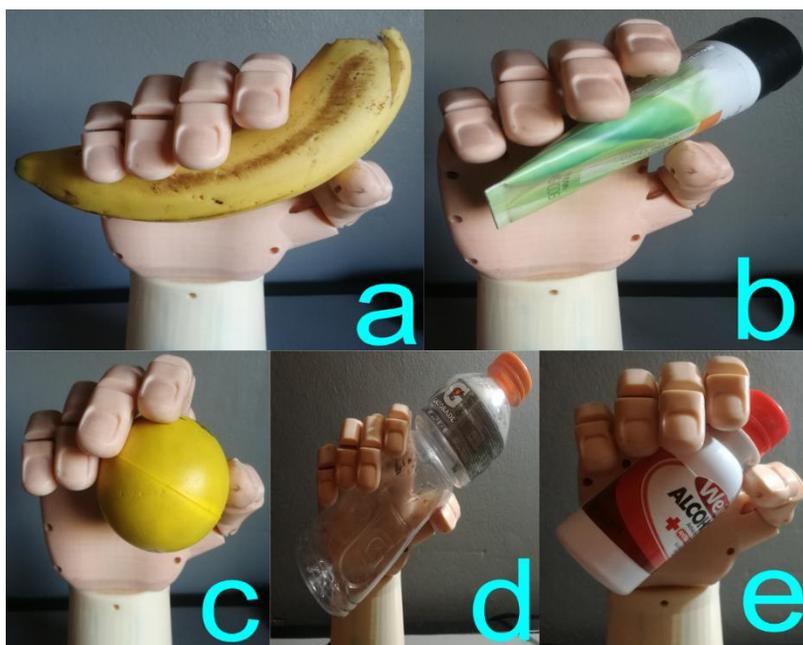


Figura 69 Pruebas de agarre cilíndrico

Los resultados de las pruebas se detallan en las siguientes tablas:

Tabla 13

Pruebas de agarre cilíndrico individuo # 1

	Objeto	Dimensiones (mm)	Aciertos	Fallos	Total
a	Banana	Diámetro = 40	14	1	15
b	Tubo de crema	Diámetro = 40 - 50	15	0	15
c	Pelota	Diámetro = 60	15	0	15
d	Botella Gatorade	Diámetro = 50 - 65	13	2	15
e	Botella alcohol	Diámetro = 45	13	2	15
f	Sin objeto		15	0	15

Tabla 14*Pruebas de agarre cilíndrico individuo # 2*

	Objeto	Dimensiones (mm)	Aciertos	Fallos	Total
a	Banana	Diámetro = 40	13	2	15
b	Tubo de crema	Diámetro = 40 - 50	14	1	15
c	Pelota	Diámetro = 60	15	0	15
d	Botella Gatorade	Diámetro = 50 - 65	12	3	15
e	Botella alcohol	Diámetro = 45	14	1	15
f	Sin objeto		14	1	15

Análisis: para el agarre de cilindro el sistema es eficiente, presenta un error máximo de 3 fallos de 15, debe considerarse que debido al diseño original la manipulación en este tipo de agarre es para objetos entre 34 mm y 65 mm de diámetro.

5.3 Prueba de agarre de gancho

La prueba de agarre de gancho se basa en el peso que la mano pueda sostener suspendido, para esto se utilizaron diversos objetos disponibles, los mismos que con la ayuda de una bolsa fueron tomando valores de aproximadamente 500, 1000 y 1500 gramos.



Figura 70 Pruebas de agarre de gancho

Los resultados obtenidos de la prueba se detallan a continuación.

Tabla 15

Agarre de gancho individuo # 1

Peso	Aciertos	Fallos	Total
0 gramos	15	0	15
500 gramos	14	1	15
1015 gramos	15	0	15
1505 gramos	15	0	15

Tabla 16*Agarre de gancho individuo # 2*

Peso	Aciertos	Fallos	Total
0 gramos	15	0	15
500 gramos	15	0	15
1015 gramos	15	0	15
1505 gramos	13	2	15

Análisis: el control para el agarre de gancho es óptimo de acuerdo a los resultados mostrados en las tablas, con 1500 gramos el agarre es bueno, pero los dedos empiezan a tensionarse, esto se debe a que la capacidad recomendada de la mano es de 1000 gramos.

5.4 Validación de la hipótesis

¿El diseño e implementación de un controlador mediante señales encefalográficas en la prótesis de mano biónica permitirá la manipulación de objetos?

Variable Independiente

- Controlador con señales electroencefalográficas

Variable Dependiente

- Manipulación de objetos mediante la mano biónica

Para validar la hipótesis se utilizará el método del Chi-Cuadrado, mediante el cual se determinará si nuestra variable independiente que es un Controlador con señales electroencefalográficas está relacionada con el cumplimiento de nuestra variable dependiente que es la manipulación de objetos mediante la mano biónica.

Como primer paso definimos la hipótesis nula H_0 y la hipótesis alternativa H_1 :

- Hipótesis Nula (H_0)

El diseño e implementación de un controlador mediante señales encefalografías en la prótesis de mano biónica no permitirá la manipulación de objetos

- Hipótesis Alternativa (H_1)

El diseño e implementación de un controlador mediante señales encefalografías en la prótesis de mano biónica no permitirá la manipulación de objetos

Usando los valores de la tabla 10 correspondiente a las pruebas de agarre en forma de pinza, se realiza la tabla 10 de frecuencia de valores observados (F_o).

Tabla 17

Frecuencia de valores observados

Frecuencia de Valores Observados			
Manipulación de objetos mediante la mano biónica.	Permite la manipulación de objetos		TOTAL
	SI	NO	
Billetera	15	0	15
Cubo	15	0	15
Cereza	15	0	15
Pieza roscada	11	4	15
Caja de fósforos	15	0	15
Sin objeto	15	0	15
Total	86	4	90

El siguiente paso es calcular la frecuencia de valores esperados detallados en la tabla 17, para ello se utiliza la ecuación a continuación:

$$F_e = \frac{O_i * O_j}{O}$$

Donde:

$O_i \rightarrow$ Frecuencia total observada fila

$O_j \rightarrow$ Frecuencia total observada columna

$F_e \rightarrow$ Frecuencia esperada

$O \rightarrow$ Total

Tabla 18

Frecuencia de valores esperados

Frecuencia de Valores Esperados			
Manipulación de objetos mediante la mano biónica.	Permite la manipulación de objetos		TOTAL
	SI	NO	
Billetera	14,33	0,67	15
Cubo	14,33	0,67	15
Cereza	14,33	0,67	15
Pieza roscada	14,33	0,67	15
Caja de fósforos	14,33	0,67	15
Sin objeto	14,33	0,67	15
Total	86	4	90

Se procede a calcular el Chi-Cuadrado mediante la ecuación siguiente:

$$x^2 \text{ calculado} = \sum \frac{(F_o - F_e)^2}{F_e}$$

$$\begin{aligned} x^2 \text{ calculado} &= \frac{(15 - 14,33)^2}{14,33} + \frac{(0 - 0,67)^2}{0,67} + \frac{(15 - 14,33)^2}{14,33} + \frac{(0 - 0,67)^2}{0,67} \\ &+ \frac{(15 - 14,33)^2}{14,33} + \frac{(0 - 0,67)^2}{0,67} + \frac{(11 - 14,33)^2}{14,33} + \frac{(4 - 0,67)^2}{0,67} \\ &+ \frac{(15 - 14,33)^2}{14,33} + \frac{(0 - 0,67)^2}{0,67} + \frac{(15 - 14,33)^2}{14,33} + \frac{(0 - 0,67)^2}{0,67} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x^2 \text{ calculado} &= 0,031 + 0,67 + 0,031 + 0,67 + 0,031 + 0,67 + 0,774 + 16,551 + 0,031 \\ &+ 0,67 + 0,031 + 0,67 \end{aligned}$$

$$x^2 \text{ calculado} = 20,83$$

Se procede a calcular el número de grados de libertad (n) mediante la ecuación siguiente:

$$n = (\text{número de filas} - 1) * (\text{número de columnas} - 1)$$

$$n = (6 - 1) * (2 - 1)$$

$$n = 5$$

Elegimos un valor de significancia de $p=0,001$ para un alto rendimiento del sistema, finalmente buscamos el Chi-Cuadrado crítico ($x^2_{crítico}$) en la tabla 18 de acuerdo con los datos de n y p :

Tabla 19

Valores de Probabilidad

Grados de libertad	Probabilidad									
	0.95	0.90	0.8	0.7	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	0.001
5	1,14	1,61	2,34	3,00	4,35	6,06	7,29	9,24	11,07	20,52

Fuente: (Fernández S., 2004)

Una vez obtenidos los valores del Chi-Cuadrado calculado y Chi-Cuadrado crítico pasamos a comprobar nuestra hipótesis con la relación:

$$x^2_{calculado} > x^2_{crítico}$$

$$20,83 > 20,52$$

Como observamos la condición se cumple por lo tanto se acepta la hipótesis alternativa y se descarta la hipótesis nula, por lo cual: El diseño e implementación de un controlador mediante señales encefalografías en la prótesis de mano biónica permitirá la manipulación de objetos.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

- De acuerdo a los análisis realizados sobre los componentes a utilizar se logró determinar un controlador óptimo que permite el tratamiento y la aplicación de las señales electroencefalográficas, para una correcta manipulación de objetos.
- Se implementó un control que funciona en base a las características originales del modelo de mano, tomando en cuenta cada factor determinante en la parte mecánica o electrónica, procurando un desempeño eficiente.
- El casco presentado en este proyecto es capaz de adaptarse a varios tamaños y morfologías de cráneos de personas adultas, gracias a la regulación que presenta y a su construcción en base al sistema internacional 10 – 20 para señales encefalográficas.
- Se rediseñó la estructura mecánica de la prótesis biónica para la implementación de un prototipo más ergonómico y funcional cumpliendo con la norma DIN 33402
- Se implementó el nuevo sistema que permite el control de la mano para la manipulación de objetos, el cual se puede instalar en cualquier tipo de prótesis para las personas con discapacidades motoras en alguna de sus extremidades.
- Las pruebas de funcionamiento para los distintos tipos de agarres y tamaños fueron satisfactorias, llevándose a cabo en varios usuarios siendo calibrado para cada uno

de ellos, debido a que el tamaño de la cabeza hace que las posiciones donde deben ir ubicados los electrodos varia minuciosamente.

- Se verifico la hipótesis siendo el prototipo confiable en un 99,999% en el tipo de agarre de pinza con uno de los individuos.
- El prototipo desarrollado tiene un mejor desempeño reduciendo el tiempo que tarda en cambiar el tipo de agarre, con relación al trabajo anterior que necesitaba entrar a un modo por cada movimiento.
- El dispositivo receptor de señales permite su utilización a persona con distrofia muscular o amputación de la totalidad del miembro superior.
- Se determinó la utilización solo de 4 de los 8 electrodos para los movimientos, debido a que la utilización de los restantes no aporta una información significativa que pueda mejorar más el control, sin embargo, su aplicación aumenta la carga al procesador y esto puede reducir el rendimiento del mismo.
- La impresión 3D fue una excelente opción a la hora de confeccionar o manufacturar prototipos de prótesis de mano y el casco electroencefalográfico, ya que se puede lijar, pintar, perforar, etc., obteniendo un producto terminado casi igual al real en la parte estética y con una alta resistencia mecánica.

6.2 Recomendaciones

- Para lograr un control adecuado y la manipulación de objetos es recomendable la practica con el sistema libre, para evitar el daño de algún objeto debido a alguna caída.
- Se recomienda la concentración para controlar el sistema, el filtro de señales electroencefalográficas permite que los movimientos se den solo cuando el usuario se encuentra enfocado.
- Es indispensable la calibración personalizada para cada usuario, esta debe hacerse tomando en cuenta los valores generados por la actividad presentada por la persona
- Debido al diseño original y a las modificaciones necesarias para su nuevo funcionamiento, el sistema no es apto para usarse en condiciones fuertes de agua o polvo.
- Se debe poner mucha atención al proceso de carga de la batería, el tipo de batería presente en el sistema requiere de mayor cuidado para mantener su vida útil, asegurarse de tener el interruptor en modo off antes de conectar el cargador.
- Se recomienda manipular objetos de plásticos ya que estos pueden ser deformados por la presión de la prótesis de mano sin sufrir ningún tipo de daño permanente como ruptura.

- Revisar la correcta posición de los electrodos para que se lleve a cabo una correcta lectura de las ondas cerebrales del usuario y así activar correctamente el prototipo de prótesis.
- Al ser un prototipo de mano y contener dispositivos electrónicos en su interior se debe tener en cuenta que no posee grados de protección IP, por tanto, es aconsejable no exponerlo al agua.
- Cuando se recargue la batería, se recomienda estar pendiente del indicador led del cargador, pues cuanto se quede estático la batería estará a su 100% de su carga, esto evita que la batería permanezca conectada más del tiempo necesario y se reduzca su tiempo de vida útil.
- Se recomienda un post procesado de las partes elaboradas en la impresión 3D con el fin de quitar los brumos y dejarla totalmente lisa.

BIBLIOGRAFÍA

- Aldás Arias, A. S., & Vanegas Jadán, J. A. (2016). *Diseño y construcción de un módulo mecatrónico adaptable que permita la movilidad de sillas de ruedas, controlada por señales electroencefalográficas, para la empresa Algoritmun Cía. Ltda.* Quito: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Arzola, N., & Loaiza, J. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. *Dyna*, 191 - 200.
- Brito, J. L., Quinde, M. X., Cuzco, D., & Calle, J. I. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Revista Ingenius Universidad Politécnica Salesiana*.
- Brito, J., Quinde, M., Cusco, D., & Calle, J. (03 de Junio de 2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius(9)*, 57- 64. Recuperado el 05 de Octubre de 2016, de <http://revistas.ups.edu.ec/index.php/ingenius/article/viewFile/9.2013.08/236>
- CONADIS. (Octubre de 2016). *CONSEJO DE DISCAPACIDADES*. Obtenido de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Connolly, C. (2008). Prosthetic hands from Touch Bionics. *Emerald Group Publishing Limited*, 290 - 293.
- Cruzado Rodríguez, J., González Sánchez, M. P., Noguerales, A. J., Rozalén Pinedo, M., & Fernández Conde, A. E. (2010). Diseño y experimentación de sistemas de evaluación y tratamiento psicológico de personas que sufren amputaciones traumáticas. *Mapfre Medicina*, 127 - 137.
- Delavier, F. (2004). *Descripción Anatómica*. Barcelona: Paidotribo.
- Diamond, M. C., Scheibel, A. B., & Elson, L. M. (1996). *El cerebro humano. Ariel Neurociencia*. Ariel.
- Díaz Montes, J. C., & Dorador González, J. M. (2010). El futuro en las prótesis de mano. *Universidad Nacional Autónoma de México*, 22 - 26.
- Englehart, K., Hudgins, B., & Chan, A. (2003). Continuous multifunction myoelectric control using pattern recognition. *Technology and Disability*, 95 - 103.

- Farro, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R., & Iriarte, H. (25 de Octubre de 2018). *Revista Mexicana Herediana*. Obtenido de http://www.scielo.org.pe/scielo.php?pid=S1018-130X2012000400005&script=sci_arttext&tlng=en
- Finochietto, R. (1992). Retraccion de Volkmann de los musculos intrinsecos de la mano. *Boletines y trabajos de la Sociedad de Cirugía de Buenos Aires*.
- García Porrero, J. A., & Hurlé, J. M. (2005). *Anatomía Humana*. Barcelona: McGraw-Hill Interamericana de España.
- García, J., & Hurlé, J. (2005). *Anatomía humana*. España: McGraw-Hill.
- Giuseppe, L. (2009). *The study of the electromyographic signal for the control of a prosthetic hand*. Milan: Universidad Politécnica de Milán.
- González Bravo, C. (2007). *Recuperación de la capacidad mecánica en piezas de madera solicitadas a flexión en estructuras tradicionales operando por la cara superior mediante refuerzos y prótesis mecánicas*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid.
- González, A. R. (2010). Sistema de Comunicación y control basado en el pensamiento. *Universidad Paul Verlaine de Metz*.
- Guevara, M. A., Sanz Martín, A., Corsi Cabrera, M., Amezcua Gutiérrez, C., & Hernández, G. M. (2010). Programa para revisar señales EEG. *REVISTA MEXICANA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA*, 135 - 141.
- Harmony, T., Marosi, E., Becker, J., & Reyes, A. (1992). Correlación entre el análisis de frecuencias del EEG y el rendimiento en pruebas de atención selectiva y memoria en niños. *Revista Latina Pensamiento Lenguaje*, 96 - 103.
- Islas D, L. P., García A, S. D., Palma, S. E., & Cruz, D. J. (2010). Amputación fetal por bandas amnióticas de una de las extremidades. *Revista Mexicana de Pediatría*, 119 - 122.
- Jaramillo Chaustre, X. L., Serantes Gómez, A. E., & Bustamante Cano, J. J. (2016). Characterization of mammary gland signal intensity by magnetic resonance imaging. Bucaramanga: Iteckne.

- Loaiza Bernal, J. L. (2012). *Diseño y simulación de un prototipo*. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia.
- López Hidalgo, D. F., & Pinto García, K. J. (2017). *Investigación de la metodología para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente para manipulación de objetos*. Latacunga: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Moody, D. L. (1998). Metrics for Evaluating the Quality of Entity Relationship Models. *International Conference on Conceptual Modeling* , 211 - 225.
- Pita Fernández, S., & Pértega Díaz, S. (2010). Asociación de variables cualitativas: test de Chi-cuadrado. *Metodología de la Investigación*, 1 - 5.
- Pylatiuk, C., Mounier, S., Kargov, A., & Schulz, S. (2004). Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE*.
- Rodríguez Bermúdez, G., García Laencina, P. J., Roca Dorda, J., & Domitien, B. (2013). *Adquisición, procesamiento y clasificación de señales EEG para el diseño de sistemas BCI basados en imaginación de movimiento*. Madrid: Centro Universitario de la Defensa de San Javier.
- Rodríguez, M. (2005). *Anatomía fisiología e higiene*. México: Progreso, S.A. de C.V.
- Romo, H. A., Realpe, J. C., & Jojoa, P. E. (2007). Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano. *Avances en Sistemas e Informática*.
- Sanchez, C. M., Loaiza, J. L., & Cortés, C. J. (2006). Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (Funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano. *Revista de Ingeniería e Investigación*, 5 - 11.
- Senplades. (Septiembre de 2017). *Plan Nacional de Desarrollo 2017 - 2021*. Obtenido de http://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/10/PNBV-26-OCT-FINAL_0K.compressed1.pdf
- Sospedra Griño, B. (2015). *Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada*. Valencia: Universitat Jaume I.

Ventimiglia, P. M. (2012). Design of a human hand prosthesis. *Worcester Polytechnic Institute*.

Ventura, J. (2014). Amputación del miembro superior. *Amputaciones miembros superiores*. Recuperado el 06 de Septiembre de 2016, de <https://universidadisabelimiembrosuperior.files.wordpress.com/2014/12/amputaciones-del-miembro-superior-trabajo-colaborativo-ud4.pdf>

Weir, R. F. (2004). Design of artificial arms and hands for prosthetic applications. *Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design*, 32.1 - 32.61.

ANEXOS



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores **LÓPEZ LÓPEZ OSWALDO RICARDO** y **MERA OTOYA GERMÁN DAVID**.

En la ciudad de Latacunga, a los 23 días del mes de enero del 2019.

.....
Ing. Andrés Gordón
DIRECTOR DEL PROYECTO

Aprobado por:

.....
Ing. Vicente Halló
DIRECTOR DE CARRERA

.....
Dr. Rodrigo Vaca
SECRETARIO ACADÉMICO